

Refraktionsänderungen in Dämmerung und Nacht

Dissertation

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doktoringenieur (Dr.-Ing.)

vorgelegt der Fakultät für Informatik und Automatisierung
der Technischen Universität Ilmenau
von

Philipp Hessler, M.Sc.

Tag der Einreichung: 6. Juli 2020

Tag der wissenschaftlichen Aussprache: 17. Dezember 2020

1. Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Jens Haueisen
2. Gutachter: Prof. Dr. Achim Langenbucher
3. Gutachter: Prof. Dr. Stephan Degle

urn:nbn:de:gbv:ilm1-2020000630

Kurzfassung

Sehprobleme in Dämmerung und Nacht sind häufig genannte Beschwerden bei der Anamnese in der augenoptischen/optometrischen Praxis. Eine mögliche Ursache für diese Probleme stellen Refraktionsänderungen mit abnehmender Leuchtdichte dar: Die Dämmerungs- bzw. Nachtmyopie. In der Literatur wird die Nachtmyopie über drei Effekte erklärt: Die Akkommodationsruhelage, die sphärische Aberration und die Purkinje-Verschiebung. Die vorliegende Arbeit beleuchtet im Rahmen von vier Studien diese möglichen Ursachen für Refraktionsänderungen in mesopischen Lichtverhältnissen und deren Auswirkung auf Visus und Kontrastempfindlichkeit.

Die erste Studie untersuchte den Einfluss des Dark Focus of Accommodation auf den Refraktionsstatus. Dabei zeigte sich nach dem Übergang von photopischen zu skotopischen Lichtbedingungen eine klinisch unbedeutende Verschiebung des Refraktionsstatus in Richtung Myopie. Ferner stellte sich der Dark Focus sofort nach der Abdunklung ein und war unabhängig von der Dunkeladaptationszeit. Der Einfluss des Dark Focus auf das Sehen in mesopischen Lichtverhältnissen ist somit als gering einzustufen. In der zweiten Studie wurde der Einfluss der sphärischen Aberration auf die subjektive Refraktionsänderung untersucht. Die subjektive Refraktion änderte sich dabei mit abnehmender Leuchtdichte nicht umso mehr in Richtung Myopie, je positiver die sphärische Aberration war. Zur Untersuchung der Purkinje-Verschiebung wurde ein Versuchsaufbau zur Messung der spektralen Hellempfindlichkeit des menschlichen Auges erstellt und im Rahmen einer Evaluierungsstudie geprüft. Auf dieser Basis konnte in der dritten Studie festgestellt werden, dass die Purkinje-Verschiebung unmittelbar nach der Einstellung einer maximalen Leuchtdichte von $0,1 \text{ cd/m}^2$ eintritt und ebenfalls unabhängig von der Dunkeladaptationszeit ist. Des Weiteren zeigte sich, dass die Purkinje-Verschiebung nicht im Netzhautzentrum, sondern ausschließlich in der Peripherie (10°) auftritt und wohl nicht zu einer Refraktionsverschiebung mit abnehmender Leuchtdichte beträgt. Die vierte Studie beschäftigte sich mit der Erstellung von Defokuskurven für Visus und Kontrast in Abhängigkeit von der Leuchtdichte. Dabei änderte sich der Refraktionsstatus nur in Einzelfällen in Richtung Myopie. Der Betrag der Myopisierung beträgt weniger als 1 dpt. Astigmatische Änderungen treten in der Regel nicht auf. Ebenso führt die Verordnung einer angepassten Korrektur für mesopische Lichtverhältnisse nur in Einzelfällen zu einer Verbesserung von Visus und Kontrastempfindlichkeit in dunkler Umgebung. Ferner geht aus dieser Arbeit hervor, dass eine Differenzierung zwischen Dämmerungs- und Nachtmyopie notwendig ist. Hauptunterschied ist dabei das Vorhandensein von Fixations- und Akkommodationsreizen.

Auf Basis der gewonnenen Erkenntnisse wurde in dieser Arbeit eine Empfehlung zum Umgang mit Kunden/Patienten mit Sehproblemen in Dämmerung und Nacht erarbeitet. Durch dessen Anwendung kann das Kundenmanagement in der augenoptischen Praxis professioneller gestaltet werden.

Abstract

Vision problems at twilight or night are frequently mentioned complaints during history taking in optometry. Possible causes for these problems are refractive changes with decreasing luminance that are well known as twilight or night myopia. In the literature, night myopia is explained by three different key aspects: dark focus of accommodation, spherical aberration, and the Purkinje shift. Using the results of four different studies, the present thesis investigates these possible reasons for refractive changes in mesopic light conditions and their effects on visual acuity and contrast sensitivity.

The first study, which examined the effect of dark focus of accommodation on the refractive status, showed that, after the shift from photopic to scotopic light conditions, the dark focus of accommodation affects the refractive status in a clinically insignificant level towards myopia. Furthermore, the dark focus of accommodation sets in immediately after darkening and is independent of the dark adaptation time. Thus, the impact of dark focus of accommodation in mesopic light conditions can be classified as low. The second study, that investigates the effect of spherical aberration on the refractive shift in dark light conditions, showed no correlation between spherical aberration and spherical equivalent change as a function of luminance. To investigate the Purkinje shift as a further cause of refractive changes at twilight and at night, an experimental set-up for measuring the spectral luminous sensitivity of the human eye was developed and tested in the course of an evaluation study. On this experimental basis, the third study showed that the Purkinje shift occurs immediately after setting a maximum luminance of 0.1 cd/m^2 and is independent of the dark adaptation time. However, it was shown that the Purkinje shift does not occur in the central retina but rather in the periphery (10°) and does not lead to a refractive shift with decreasing luminance. The fourth study focused on the determination of defocus curves for visual acuity and contrast sensitivity as a function of luminance. The refraction varied in individual cases towards myopia. The amount of the refractive shift is less than 1 D. Astigmatic changes usually do not occur. Similarly, the prescription of an adapted correction for mesopic light conditions leads to an improvement of visual acuity and contrast sensitivity in dark conditions in individual cases. Furthermore, this work shows that a differentiation between twilight and night myopia is necessary. The main difference is the presence or absence of fixation and accommodation stimuli.

Thus, based on the results from this thesis, a recommendation for the management of clients/patients with vision problems at twilight or night was developed. This will allow patient management in optometry to be improved.

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	I
Abstract.....	II
Inhaltsverzeichnis	III
Abkürzungsverzeichnis	VIII
1. Einleitung	1
2. Ziel- und Fragestellung.....	2
3. Wissenschaftlicher Hintergrund.....	3
3.1 Photorezeptoren des menschlichen Auges	3
3.1.1 Aufbau und Funktion der Photorezeptoren	3
3.1.2 Verteilung der Photorezeptoren in der Netzhaut	4
3.2 Dunkeladaptation des menschlichen Auges.....	7
3.2.1 Adaptationszustände/Leuchtdichteniveaus	7
3.2.2 Vergrößerung des Pupillendurchmessers	9
3.2.3 Retinale Prozesse bei der Dunkeladaptation	11
3.2.4 Veränderung des Visus bei abnehmender Leuchtdichte	14
3.2.5 Veränderung des Kontrastsehens bei abnehmender Leuchtdichte	15
3.3 Spektrale Empfindlichkeit des menschlichen Auges.....	15
3.3.1 Spektrale Empfindlichkeitsfunktion und Purkinje-Verschiebung	15
3.3.2 Spektrale Empfindlichkeitsmessung unter mesopischen Lichtverhältnissen	17
3.3.3 Methoden zur Bestimmung der spektralen Empfindlichkeit des Auges	19
3.3.3.1 Schwellenuntersuchung	20
3.3.3.2 Heterochromatischer Direktvergleich.....	20
3.3.3.3 Heterochromatische Flimmerphotometrie.....	20
3.3.4 Studienergebnisse zur spektralen Empfindlichkeit	22
3.4 Dämmerungs- und Nachtmyopie.....	24
3.4.1 Prävalenz der Nachtmyopie.....	24
3.4.2 Ursachen der Dämmerungs- und Nachtmyopie	25
3.4.2.1 Chromatische Aberration und Purkinje-Verschiebung	25
3.4.2.2 Akkommodationsruhelage.....	27
3.4.2.3 Sphärische Aberration.....	29
3.4.3 Beträge der Dämmerungs- und Nachtmyopie	30
3.5 Optometrische Prüfverfahren zur Messung von Refraktionsänderungen in Dämmerung und Nacht	36
3.5.1 Aberrometrie.....	36
3.5.1.1 Grundlagen zur Funktionsweise eines Aberrometers	37
3.5.1.2 Zernike-Polynome	37

3.5.1.3	Berechnung von sphärozyklindrischen Kombinationen aus Aberrationen	39
3.5.1.4	Einflussfaktoren auf Aberrationen höherer Ordnung.....	42
3.5.1.5	Vor- und Nachteile der Aberrometrie	43
3.5.2	Messung von Visus und Kontrastempfindlichkeit	44
3.5.2.1	Visusbestimmung.....	44
3.5.2.2	Bestimmung der Kontrastempfindlichkeit	46
3.5.3	Subjektive Refraktions- und Korrektionsbestimmung im Dunkeln	49
3.6	Korrektions- und Korrekturansätze zur Verbesserung des Dämmerungssehens....	57
3.6.1	Brillengläser.....	57
3.6.2	Kontaktlinsen	59
3.6.3	Refraktive Chirurgie	59
3.7	Fragestellungen und Hypothesen.....	60
4.	Studie zur Akkommodationsruhelage (Studie I).....	63
4.1	Zielstellung.....	63
4.2	Material und Methode	63
4.2.1	Probandenkollektiv	63
4.2.2	Untersuchungsverfahren	64
4.2.3	Untersuchungsablauf.....	66
4.3	Messdaten und Ergebnisse.....	68
4.4	Diskussion	73
4.5	Zwischenfazit	76
5.	Studie zur sphärischen Aberration (Studie II).....	77
5.1	Zielstellung.....	77
5.2	Material und Methode	77
5.2.1	Probandenkollektiv	77
5.2.2	Untersuchungsverfahren	79
5.2.3	Untersuchungsablauf.....	80
5.3	Messdaten und Ergebnisse.....	81
5.4	Diskussion	85
5.5	Zwischenfazit	86
6.	Untersuchung der spektralen Empfindlichkeit des menschlichen Auges und der Purkinje-Verschiebung.....	87
6.1	Entwicklung eines Messverfahrens zur Bestimmung der maximalen spektralen Empfindlichkeit des menschlichen Auges.....	87
6.1.1	Anforderungen an das Messverfahren.....	87
6.1.2	Geräte, Hilfsmittel und Bauteile	88
6.1.3	Isoenergetisches Spektrum	91
6.1.3.1	Xenon-Lampe in Kombination mit Langpassfilter	91

6.1.3.2	Halogen-Lampe mit Dispersionsprisma und Neutralschichtfilter.....	94
6.1.3.3	Xenon-Lampe in Kombination mit Neutralschichtfilter	98
6.1.4	Funktionsweise der Ermittlung der maximalen spektralen Empfindlichkeit mit dem entwickelten Untersuchungsverfahren	102
6.1.4.1	Bestimmung der Flimmerfrequenz	102
6.1.4.2	Wellenlängenabgleich	104
6.1.5	Handhabung der Bauteile	108
6.1.5.1	Handhabung des Monochromators	108
6.1.5.2	Handhabung der Filtermechanik	109
6.2	Evaluierungsstudie zur Prüfung der Funktionsweise des Untersuchungsaufbaus	113
6.2.1	Zielstellung	114
6.2.2	Material und Methode	114
6.2.2.1	Probandenkollektiv	114
6.2.2.2	Untersuchungsverfahren	115
6.2.2.3	Untersuchungsablauf	116
6.2.3	Messdaten und Ergebnisse	119
6.2.3.1	Maximale spektrale Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Umfeldleuchtdichte bei zentraler Fixation.....	120
6.2.3.2	Maximale spektrale Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Umfeldleuchtdichte bei peripherer Fixation.....	123
6.2.3.3	Maximale spektrale Empfindlichkeit im Netzhautzentrum in Abhängigkeit von der Adaptationszeit.....	126
6.2.3.4	Flimmerverschmelzungsfrequenz in Abhängigkeit von Leuchtdichte und Adaptationszeit	133
6.2.4	Beurteilung und Diskussion der Ergebnisse in Bezug auf das Messverfahren	134
6.2.4.1	Beurteilung der Methodik	134
6.2.4.2	Beurteilung des Verfahrens zur Ermittlung der Flimmerfrequenz.....	136
6.2.5	Beurteilung und Diskussion der Ergebnisse hinsichtlich des Messverfahrens in Bezug auf die maximale spektrale Empfindlichkeit	138
6.2.5.1	Beurteilung der maximalen spektralen Empfindlichkeit im Netzhautzentrum in Abhängigkeit von der Leuchtdichte.....	138
6.2.5.2	Beurteilung der maximalen spektralen Empfindlichkeit in der Netzhautperipherie in Abhängigkeit von der Leuchtdichte	139
6.2.5.3	Beurteilung der maximalen spektralen Empfindlichkeit im Netzhautzentrum in Abhängigkeit von der Adaptationszeit.....	141
6.2.6	Fehlerbetrachtung	141
6.2.7	Zwischenfazit.....	143
6.3	Studie zur Purkinje-Verschiebung (Studie III)	145
6.3.1	Zielstellung	145

6.3.2	Material und Methode	145
6.3.2.1	Probandenkollektiv	145
6.3.2.2	Untersuchungsverfahren	147
6.3.2.3	Untersuchungsablauf	149
6.3.3	Messdaten und Ergebnisse	151
6.3.3.1	Maximale spektrale Empfindlichkeit in der Netzhautperipherie in Abhängigkeit von der Adaptationszeit	151
6.3.3.2	Maximale spektrale Empfindlichkeit in der Netzhautperipherie in Abhängigkeit von der Umfeldleuchtdichte	158
6.3.4	Diskussion	163
6.3.4.1	Beurteilung in Bezug auf die Leuchtdichte	163
6.3.4.2	Erklärungsansätze in Bezug auf die Adaptationszeit	164
6.3.5	Zwischenfazit	166
7.	Studie zur Untersuchung von Visus und Kontrastempfindlichkeit bei Defokussierung in Dämmerung und Nacht (Studie IV)	168
7.1	Zielstellung	168
7.2	Material und Methode	169
7.2.1	Probandenkollektiv	169
7.2.2	Untersuchungsverfahren	170
7.2.3	Untersuchungsablauf	173
7.3	Messdaten und Ergebnisse	175
7.3.1	Untersuchung des Visus	175
7.3.2	Untersuchung der Kontrastempfindlichkeit	180
7.3.3	Varianzanalysen zur Abhängigkeit von Geschlecht und subjektiver Sehqualität	193
7.3.4	Einzelfallbetrachtung	195
7.4	Diskussion	198
7.5	Zwischenfazit	201
8.	Gesamtdiskussion	202
8.1	Hypothesenbeantwortung	202
8.2	Zusammenhänge der Ergebnisse von Studien I bis IV	203
8.3	Empfehlungen für die augenoptische/optometrische Praxis	205
9.	Zusammenfassung und Ausblick	208
	Literaturverzeichnis	210
	Abbildungsverzeichnis	225
	Tabellenverzeichnis	234
	Anlagen	
	Ehrenwörtliche Erklärung	

Danksagung

Thesen

Abkürzungsverzeichnis

ARVO	Association for Research in Vision and Ophthalmology
C	ZERNIKE-Koeffizient
CCD	Charge Coupled Device
cd/m ²	Candela pro Quadratmeter (Maßeinheit für die Leuchtdichte)
CIE	Commission Internationale de l'éclairage
COM	Continous Movement Visus
cpd	Cycles per Degree
DOG	Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft
dpt	Dioptrien (1/m)
FrACT	Freiburg Visual Acuity & Contrast Test
HOA	High Order Aberrations
J ₀	JACKSON Kreuzzylinderkomponente 0°
J ₄₅	JACKSON Kreuzzylinderkomponente 45°
K _M	Kontrastschwelle nach MICHELSON
K _W	Kontrastschwelle nach WEBER
L	Leuchtdichte
L1,2,3 ...	Linse Nr. 1,2,3...
LCD	Liquid Crystal Display
LED	Light Emitting Diodes
L _H	Leuchtdichte des Hintergrunds
L _{max}	Maximale Leuchtdichte
L _{min}	Minimale Leuchtdichte
L _O	Leuchtdichte der Optotypen
LOA	Low Order Aberrations
logCS	Logarithmierte Kontrastempfindlichkeit
lx	Lux (Maßeinheit für die Beleuchtungsstärke)
M	Sphärisches Äquivalent
n	Stichprobengröße
NDF	Neutraldichtefilter
OD	Rechtes Auge
p	Statistische Signifikanz
PEST	Parameter Estimation for Sequential Testing
PSF	Point Spread Function
r	Korrelationskoeffizient
RMS	Root Mean Square
r _p	Pupillendurchmesser

SE	Sphärisches Äquivalent
Td	Troland (Maßeinheit für die Pupillenlichtstärke)
U/min	Umdrehungen pro Minute (Maßeinheit)
$V(\lambda)$	Spektrale Hellempfindlichkeitskurve für das photopische Sehen
$V'(\lambda)$	Spektrale Hellempfindlichkeitskurve für das skotopische Sehen
VNDQ	Vision and Night Driving Questionnaire
Z	ZERNIKE Polynom
ZVA	Zentralverband der Augenoptiker und Optometristen
α	Signifikanzniveau
λ	Wellenlänge in nm

1. Einleitung

Bereits gegen Ende des 18. Jahrhunderts bemerkte der englische Astronom Maskelyne, dass die Sehqualität in der Dunkelheit durch Brillengläser optimiert werden kann. Er berichtete, dass die Sterne durch das Vorhalten von Minusgläsern deutlich klarer erscheinen würden. 100 Jahre später stellte Lord Rayleigh im Jahr 1883 fest, dass ihm ein Brillenglas mit einer Brennweite von etwa einem Meter die größte Sehleistung in einem abgedunkelten Raum ermöglicht, obwohl er normalerweise emmetrop war. Seit der Entdeckung der Nachtmyopie beschäftigten sich im Laufe der Geschichte zahlreiche Wissenschaftler mit diesem Phänomen.

Heute, über 200 Jahre später, sind die Ursachen des schlechten Sehens bei geringer Leuchtdichte nach wie vor nicht vollständig geklärt, wenngleich die Problematik des schlechten Sehens in der Dunkelheit aktueller ist denn je. Das hohe Verkehrsaufkommen in den Städten und auf den Autobahnen sowie neue Scheinwerfertechnologien wie Xenon, LED oder Laser sorgen häufig für ein starkes Blendgefühl bei entgegenkommenden Autofahrern. Straßenschilder werden erst spät erkannt und ein sicheres Autofahren scheint fast unmöglich. Einer optimalen augenoptischen bzw. optometrischen Versorgung kommt deswegen auch bei schlechten Licht- und Sichtverhältnissen eine große Bedeutung zu.

Aus wissenschaftlicher Sicht gab in den letzten Jahren wenig Forschungsarbeit zum Thema Dämmerungssehen. So stammt der Großteil der Publikationen aus den 50er bis 70er Jahren des 20. Jahrhunderts. In diesen Veröffentlichungen wurden einige Grundlagen für mögliche Refraktionsänderungen mit abnehmender Leuchtdichte erarbeitet. Diese werden in der vorliegenden Arbeit im Zusammenhang mit dem aktuellen Stand der Wissenschaft zum Thema Sehen in Dämmerung und Nacht zusammengefasst. Anschließend erfolgt ein Überblick über augenoptisch/optometrische Mess- und Korrektionsmöglichkeiten für mesopische Lichtverhältnisse. Den Hauptteil der Arbeit stellen vier durchgeführte Studien dar, in welcher unterschiedliche Ursachen der Dämmerungs- und Nachtmyopie neu beleuchtet werden sollen. Anhand dieser Studien und der wissenschaftlichen Grundlagen wird eine Empfehlung erarbeitet, wie Augenoptiker/Optometristen ihre Kunden/Patienten mit Sehproblemen in Dämmerung und Nacht beraten, untersuchen und versorgen sollten.

2. Ziel- und Fragestellung

Das übergeordnete Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Untersuchung von Refraktionsänderungen in Dämmerung und Nacht sowie deren Ursachen. Dabei sind folgende Fragestellungen von Interesse:

- Wie hoch ist die Refraktionsänderung in mesopischen Lichtverhältnissen bei einer visusabhängigen subjektiven Refraktions- und Korrektionsbestimmung?
- Können Visus und Kontrastsehen mit einer für mesopische Lichtverhältnisse angepassten Korrektur optimiert werden?
- Welchen Anteil hat die Akkommodationsruhelage (Dark Focus of Accommodation) an einer Refraktionsänderung in mesopischen Lichtverhältnissen?
- Tritt die Akkommodationsruhelage sofort nach der Abdunklung ein oder ist diese von der Dunkeladaptationszeit abhängig?
- Ist die Purkinje-Verschiebung abhängig von der Adaptationszeit auf eine bestimmte Leuchtdichte?
- Welche Bedeutung hat die Verteilung der wahrnehmungsphysiologisch zugrunde liegenden Rezeptoren für die Purkinje-Verschiebung und hat diese einen Einfluss auf den Refraktionsstatus in Dämmerung und Nacht?

Aufbauend auf diesen Fragestellungen ist es ein weiteres Ziel, eine Handlungsempfehlung für Augenoptiker/Optometrizen und Ophthalmologen zu erarbeiten, wie diese in der Praxis dem Thema Sehprobleme und Refraktionsänderungen in Dämmerung und Nacht begegnen können.

3. Wissenschaftlicher Hintergrund

Das visuelle System des Menschen interagiert permanent mit dessen Umwelt. Eine bedeutende Rolle spielt hierbei die Umgebungsleuchtdichte. Sie beeinflusst zahlreiche Prozesse des Auges und führt zu bedeutenden Veränderungen für das Sehen. Im Folgenden soll dargestellt werden, welche Prozesse bei der Änderung der Umgebungsleuchtdichte betroffen sind und wie sich eine geringe Leuchtdichte auf die Sehqualität auswirken kann.

3.1 Photorezeptoren des menschlichen Auges

3.1.1 Aufbau und Funktion der Photorezeptoren

In der Netzhaut des menschlichen Auges wird Licht in Nervenimpulse umgewandelt. Dies ist die primäre Aufgabe der beiden Photorezeptorarten, der Zapfen und der Stäbchen, welche im Gesamtsystem der Netzhaut komplex verschaltet sind (Abb. 1).

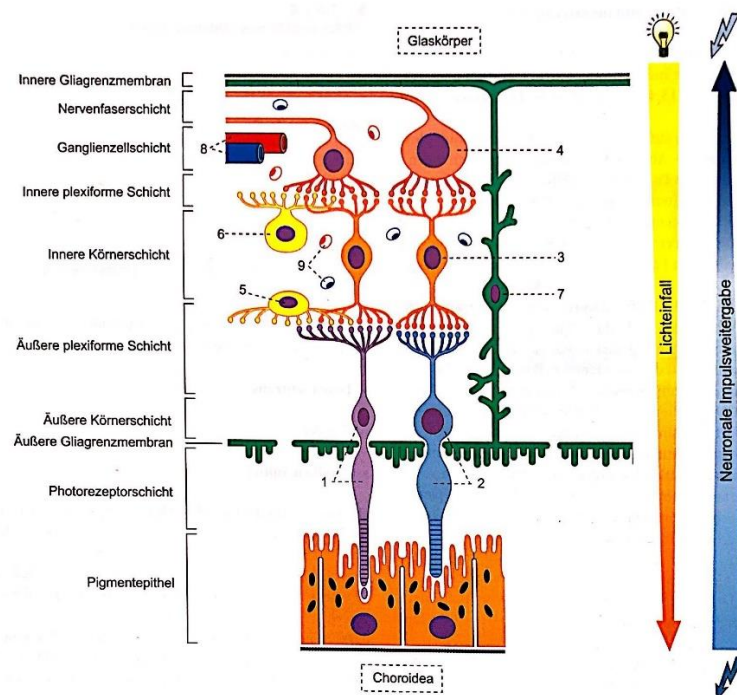


Abb. 1: Lage der Rezeptoren in der Netzhaut. 1: Stäbchen, 2: Zapfen mit ihren Verschaltungen. 1 und 2 geben ihr Signal an 3 bipolare Zellen weiter, die wiederum ihre Impulse an 4 multipolare Ganglienzellen weitergeben, die mit ihren axonalen Fortsätzen die Nervenfaserschicht (und anschließend den Nervus opticus) bilden. In der inneren Körnerschicht finden sich weiterhin 5 Horizontalzellen und 6 amakrine Zellen, die in die Signalübermittlung zwischen bipolaren Zellen und Photorezeptoren bzw. Ganglienzellen hemmend eingreifen und so zur Kontrastverstärkung der visuellen Wahrnehmung beitragen. 7 Müller-Zellen, die mit ihren langen Fortsätzen die innere und äußere Gliagrenzmembran bilden. 8 Blutgefäße der Retina, 9 Kapillaren (modifiziert nach Trepel und Dalkowski 2017).

Die beiden Rezeptorarten weisen unterschiedliche Eigenschaften auf: Bei den Zapfen ist die räumliche und zeitliche Auflösung der Reaktion auf einen Stimulus sehr hoch. Dies liegt einerseits an der schnellen Reizantwort und andererseits an der geringen Konvergenz (Bündelung mehrerer Rezeptorsignale in einer Ganglienzelle). Dadurch wird zudem insbesondere in der Fovea eine hohe Sehschärfe ermöglicht (Norton et al. 2002). Weitere wichtige Aufgaben der Zapfen sind Farb- und Kontrastwahrnehmung.

Die Stäbchen übermitteln keine Farbinformation, sind jedoch sehr licht- und bewegungsempfindlich. Vor allem in dunkler Umgebung weisen sie im Vergleich zu den Zapfen eine höhere Empfindlichkeit auf. Die Reizantwort der Stäbchen ist langsamer und die Signalkonvergenz höher. Dadurch ist die räumliche und zeitliche Auflösung der Stäbchen limitiert (Norton et al. 2002).

3.1.2 Verteilung der Photorezeptoren in der Netzhaut

Während im zentralen Netzhautbereich nahezu keine Stäbchen vorhanden sind, weist deren Verteilung bei einer Exzentrizität von etwa 20° ein Maximum auf. Die Gesamtzahl der Stäbchen beläuft sich auf etwa 92 Millionen (Curcio et al. 1990). Folgende Abb. 2 zeigt die Verteilung der Sinneszellen in Abhängigkeit von der Exzentrizität.

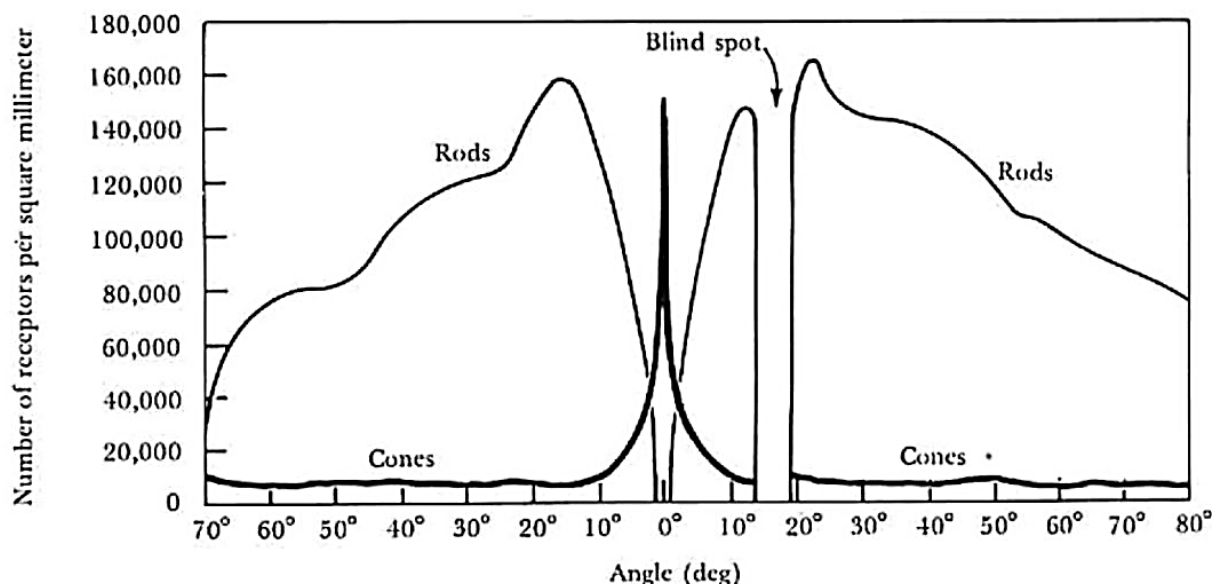


Abb. 2: Verteilung der Zapfen (Cones) und Stäbchen (Rods) in Abhängigkeit von der Exzentrizität der Netzhaut (Lindsay und Norman 2014). Die Zapfendichte ist in der zentralen Netzhaut am höchsten und nimmt innerhalb von 10° stark ab. Hingegen sind im zentralen Netzhautbereich keine Stäbchen zu finden. Deren Maximum kann bei ca. 20° lokalisiert werden.

Bei den Zapfen gibt es drei unterschiedliche Typen, welche nach den Wellenlängenbereichen benannt sind, in denen sie ihr jeweiliges Absorptionsmaximum besitzen (Brown und Wald 1964; Dartnall et al. 1983). Die Absorptionskurven werden in folgender Abb. 3 veranschaulicht.

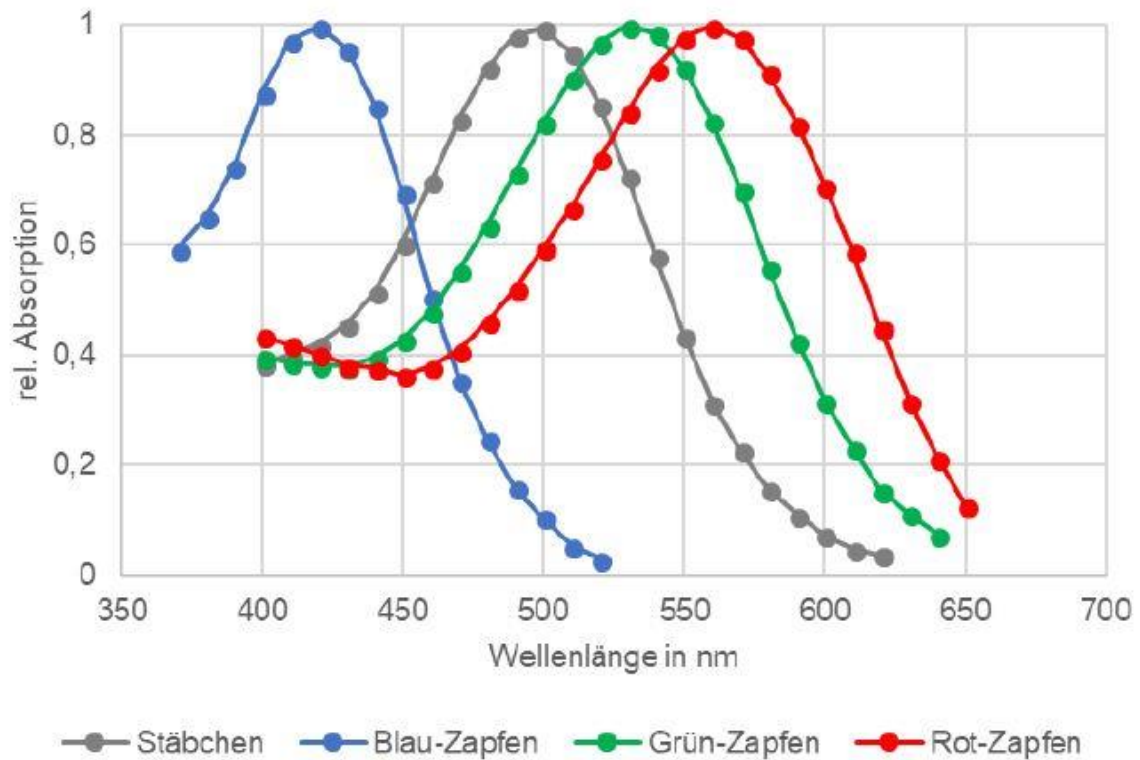


Abb. 3: Spektrale Empfindlichkeiten der Netzhautrezeptoren auf Basis ihres Absorptionsvermögens (nach Dartnall et al. 1983). Während die Blauzapfen (S-Cones) ein Absorptionsmaximum von 420 bis 440 nm aufweisen, befindet sich das Maximum der Grünzapfen (M-Cones) bei 530 bis 550 nm und das der Rotzapfen (L-Cones) zwischen 560 und 580 nm. Das Absorptionsmaximum der Stäbchen liegt bei etwa 500 nm.

Auch Anzahl und Verteilung der verschiedenen Zapfentypen sind nicht gleichmäßig. Curcio et al. (1990, 1991) fanden heraus, dass der Anteil der Blauzapfen mit ca. 7 % am geringsten ist. Ferner sind in den zentralen 0,32° der Fovea keine Blauzapfen zu finden. Dies wird in folgender Abb. 4 verdeutlicht.

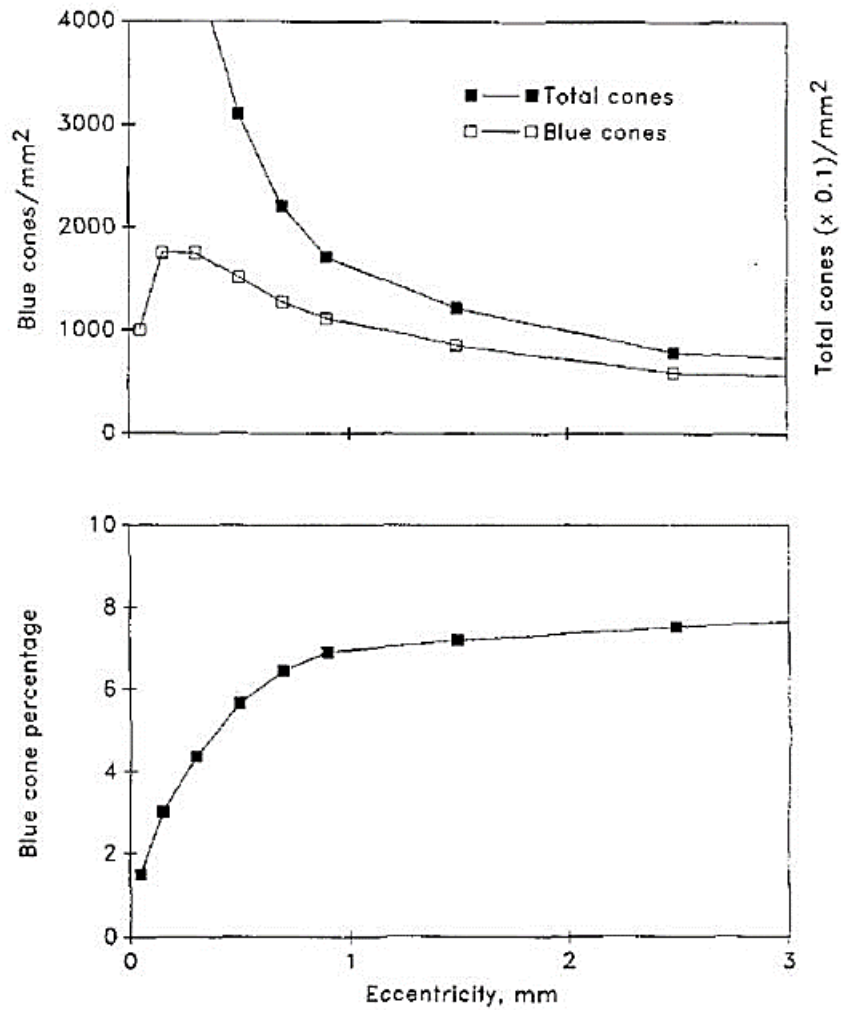


Abb. 4: Oben ist die Anzahl der Blauzapfen von 0 bis 3 mm Exzentrizität dargestellt. Unten der prozentuale Anteil der Blauzapfen an der Gesamtzahl der Zapfen (Curcio et al. 1991).

Eine besonders anschauliche Abbildung publizierten Roorda und Williams (1999), welche die Zapfenverteilung in 1° Exzentrizität farbcodiert darstellen. In Abb. 5 ist das Zapfenmosaik eines Probanden beispielhaft dargestellt. Die geringe Anzahl der Blauzapfen zeigt sich ebenso wie ein höherer Anteil der Rotzapfen. Deren Anteil ist nach Ingling und Martinez-Uriegaz (1983) etwa 1,6x höher als der der Grün-Zapfen.

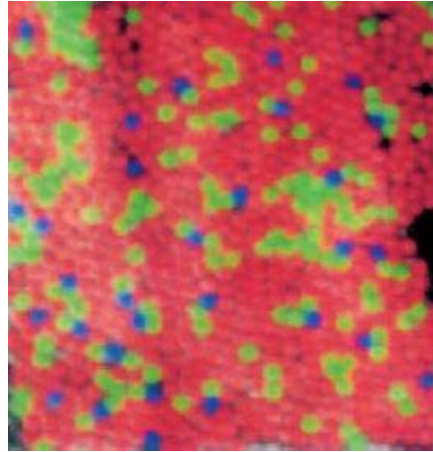


Abb. 5: Zapfenmosaik in 1° Exzentrizität: Verteilung der Blau-, Grün- und Rotzapfen (Roorda und Williams 1999).

3.2 Dunkeladaptation des menschlichen Auges

Die Dunkeladaptation umfasst alle Prozesse des visuellen Systems, welche bei abnehmender Leuchtdichte die Empfindlichkeit des Auges erhöhen. Während die Adaptation an helle Umgebungsleuchtdichten nur wenige Minuten dauert, ist die Dunkeladaptation mit einer Gesamtzeit von bis zu etwa 30 bis 50 Minuten ein relativ lang dauernder Prozess.

3.2.1 Adaptationszustände/Leuchtdichteniveaus

Das menschliche Auge kann Adaptationsleuchtdichten zwischen 10^{-6} cd/m² und 10^6 cd/m² verarbeiten (Berke und Münschke 1996). Um die verschiedenen Lichtbedingungen besser beschreiben zu können, werden drei Leuchtdichteniveaus definiert. Photopisches Sehen findet bei Leuchtdichten größer als 10^1 cd/m² statt. Dieser Bereich zeichnet sich durch eine hohe Aktivität der Zapfen aus. Das mesopische Leuchtdichteniveau beschreibt das Dämmerungssehen und umfasst Leuchtdichten zwischen 10^1 und 10^{-2} cd/m². Dabei sind beide Rezeptorarten, also Stäbchen und Zapfen, an der visuellen Wahrnehmung beteiligt (Stockman und Sharpe 2006). Leuchtdichten zwischen der unteren Wahrnehmungsgrenze und $0,01$ cd/m² beschreiben das Sehen in der Dunkelheit und fallen in den Bereich des skotopischen Leuchtdichteniveaus.

Zur Veranschaulichung der Adaptationszustände bzw. Leuchtdichteniveaus werden in Abb. 6 einige Beispiele für Leuchtdichten angeführt.

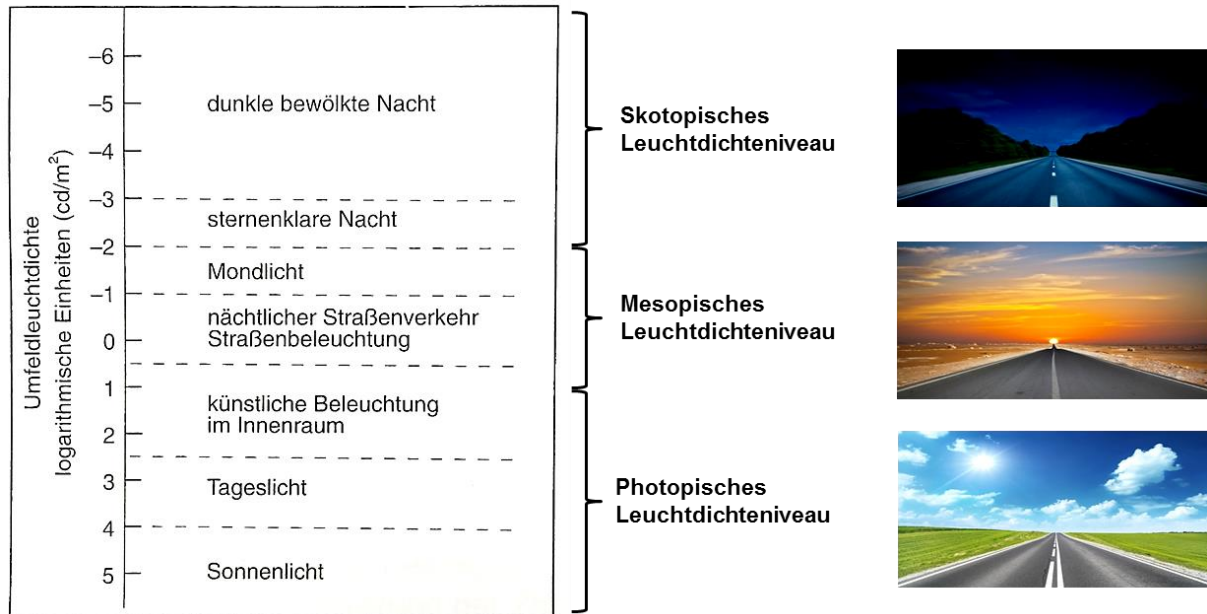


Abb. 6: Typische Leuchtdichten mit den zugehörigen Adaptationszuständen (modifiziert nach Berke und Münschke 1996).

Skotopische Leuchtdichten sind im Alltag kaum aufzufinden. Selbst beim Autofahren auf einer abgelegenen Landstraße wird die Umgebung durch Autoscheinwerfer und Cockpitbeleuchtung soweit erhellt, dass in der Regel mesopische Bedingungen vorliegen. In einer Studie von Ekrias et al. (2008) wurden Sehsituationen im nächtlichen Straßenverkehr simuliert und Leuchtdichtemessungen durchgeführt. Sie stellen fest, dass die Leuchtdichtewerte im Straßenverkehr stark wechseln. Während eine durch Autoscheinwerfer beleuchtete, trockene Straße in dunkler Umgebung eine mittlere Leuchtdichte von $1,3 \text{ cd/m}^2$ aufweist, zeigen Autoscheinwerfer entgegenkommender Fahrzeuge Leuchtdichten im photopischen Bereich je nach Art und Entfernung von bis zu über 100 cd/m^2 . Skotopische Bedingungen konnten im Straßenverkehr unter keinen Umständen aufgefunden werden.

3.2.2 Vergrößerung des Pupillendurchmessers

Bei der Anpassung des visuellen Systems an geringere Leuchtdichten sind nach Norton et al. (2002) vier Mechanismen beteiligt: Die Umschaltung von Zapfen- auf Stäbchensehen, Veränderungen des Verhältnisses zwischen aktivem und zerfallenem Sehfärbstoff, Veränderungen in der neuronalen Verarbeitung sowie die Vergrößerung des Pupillendurchmessers. Die Pupillenerweiterung ist dabei der schnellste Vorgang, denn sie erfolgt in der Regel unmittelbar nach der Einstellung einer bestimmten Leuchtdichte und ist nach etwa 1 Sekunde abgeschlossen (Benjamin und Borish 2006). Die Steuerung der Pupillengröße erfolgt durch das antagonistische System des vegetativen Nervensystems (Sympathikus und Parasympathikus). Diverse Faktoren beeinflussen den Durchmesser der Pupille. So zeigt sich ein negativer Zusammenhang zwischen Alter und maximalem Pupillendurchmesser. Während der maximale Pupillendurchmesser bei jungen Erwachsenen teilweise über 8 mm betragen kann, sinkt dieser durch die sogenannte senile Miosis mit zunehmendem Alter stetig (Winn et al. 1994). Ein Nachteil der senilen Miosis ist, dass bei niedrigen Leuchtdichten weniger Licht auf die Netzhaut fällt. Andererseits erhöht sich die Schärfentiefe bei kleinerem Pupillendurchmesser. Dies führt zu geringeren Streueffekten aufgrund der altersbedingten Trübung der Augenlinse (Winn et al. 1994).

Der Zusammenhang zwischen Leuchtdichte und Pupillengröße bei jungen Erwachsenen wird in der folgenden Abb. 7 dargestellt. Chirre et al. (2016) ergänzen, dass bei einer Umfeldleuchtdichte von $0,1 \text{ cd/m}^2$ die Pupille vollständig erweitert ist.

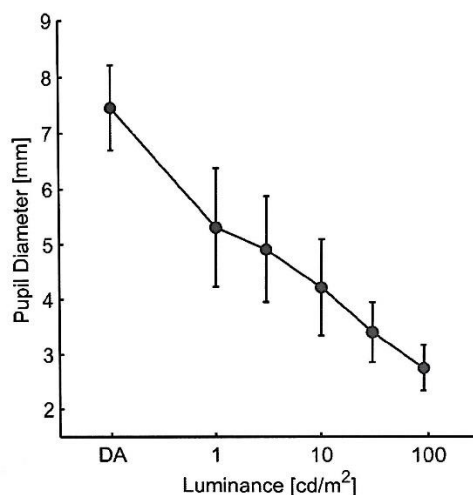


Abb. 7: Zusammenhang zwischen Leuchtdichte und Pupillendurchmesser. DA = Dunkeladaptiertes Auge (Sakai et al. 2007). Der Pupillendurchmesser nimmt mit zunehmender Leuchtdichte ab.

Die großen Pupillendurchmesser bei niedrigen Leuchtdichten und dunkeladaptierten Augen von 5 bis 8 mm haben eine besondere Bedeutung für das Sehen in Dämmerung und Nacht, da sich die Prävalenz von Abbildungsfehlern erhöht, je größer die Pupille ist (Salmon und van de Pol 2006).

Eine weitere Aufgabe der Pupille ist die Maximierung der retinalen Abbildungsqualität. Sakai et al. (2007) zeigen, dass die retinale Bildschärfe einen Anteil zur Steuerung der Pupillengröße liefert (Abb. 8 links) und folgern daraus, dass auch die Höhe der Aberrationen einen Einfluss auf die Pupillengröße haben könnte.

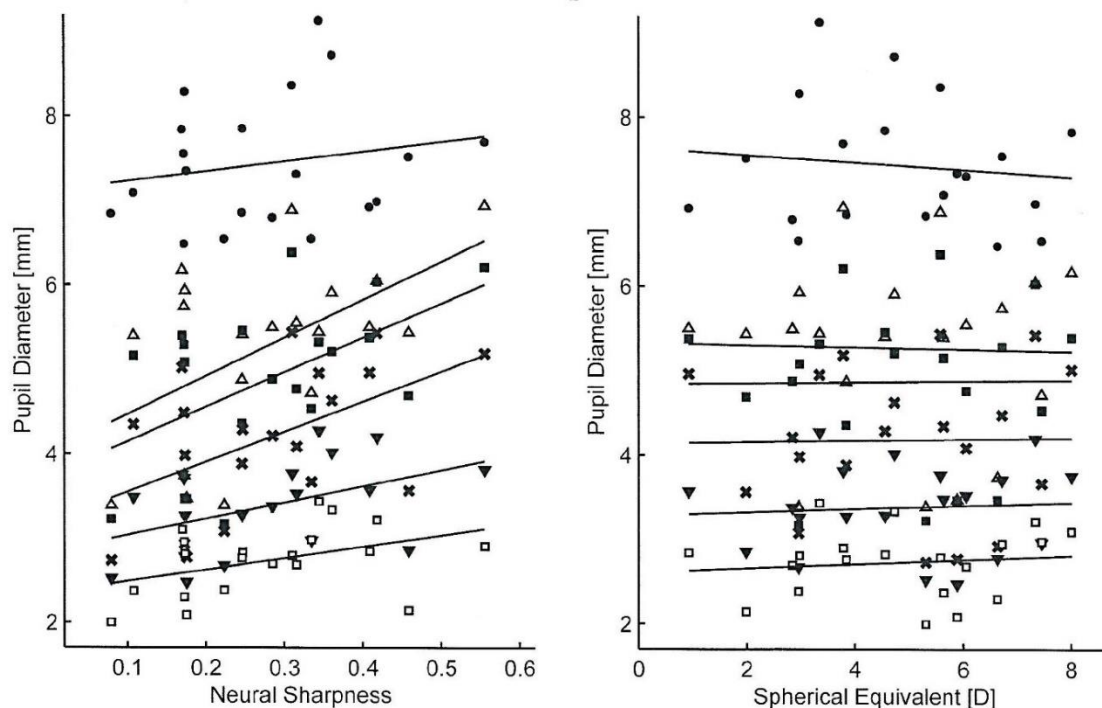


Abb. 8: Links: Zusammenhang zwischen retinaler Abbildungsqualität und Pupillendurchmesser. Rechts: Zusammenhang zwischen sphärischem Äquivalent und Pupillendurchmesser (Sakai et al. 2007).

Die rechte Grafik von Sakai et al. (2007) in Abb. 8 weist darauf hin, dass kein Zusammenhang zwischen der Ametropie und dem Pupillendurchmesser besteht. Diese These wird auch von Winn et al. (1994) gestützt. Weitere Faktoren, welche die Pupillengröße beeinflussen können sind Akkommodation und emotionale Komponenten (Winn et al. 1994; Sakai et al. 2007).

3.2.3 Retinale Prozesse bei der Dunkeladaptation

Die drei anderen im Abschnitt 3.2.2 genannten Adaptationsmechanismen von Norton et al. (2002) lassen sich den retinalen Prozessen zuordnen. Dabei geht es um die Umschaltung von Zapfen- auf Stäbchensehen, Veränderungen des Verhältnisses zwischen aktivem und zerfallenem Sehfärbstoff und Veränderungen in der neuronalen Verarbeitung. In diesem Zusammenhang spielen die unter 3.1 beschriebenen Photorezeptoren eine große Rolle.

a) Umschaltung von Zapfen- auf Stäbchensehen

Mit abnehmender Leuchtdichte kommt es im Rahmen eines komplexen photochemischen und neuronalen Anpassungsprozesses zu einem Übergang von Zapfen- auf Stäbchensehen. Die Lichtempfindlichkeit der Netzhaut steigert sich. Nach etwa fünf Minuten der Sofortadaptation (Zapfenadaptation) sind die Stäbchen nicht mehr gehemmt und sorgen für eine weitere Dunkeladaptation (Stäbchenadaptation), indem sich das bei Belichtung zerfallene Sehpigment Rhodopsin regeneriert. Das Rhodopsin ist ein Protein, das in den Stäbchen vorkommt und für das Hell-Dunkel-Sehen zuständig ist. Nach diesen fünf Minuten haben die Zapfen ihre Funktion eingestellt. Somit können keine Farben mehr wahrgenommen werden und die Lichtempfindlichkeit nimmt zu. Nach etwa 30 bis 50 Minuten ist die Dunkeladaptation in der Regel abgeschlossen.

In Abb. 9 ist der Übergang von Zapfen- auf Stäbchensehen durch einen Knick (Kohlrausch-Knick) dargestellt. Dieser charakteristische Verlauf der Dunkeladaptationskurve geht auf Untersuchungen von Kohlrausch (1922) und Hecht et al. (1935) zurück. Besonders Hecht untersuchte verschiedene Faktoren hinsichtlich der Dunkeladaptation. Einige Ergebnisse sollen im Folgenden kurz beschrieben werden:

- Abhängigkeit des Verlaufs der Dunkeladaptation vom Netzhautort: Je höher der Anteil der beteiligten Stäbchen, desto stärker die Empfindlichkeitszunahme (Hecht et al. 1935).
- Abhängigkeit vom Grad einer vorherigen Helladaptation: Je geringer der Grad der Helladaptation ist, desto niedriger ist die Schwellenleuchtdichte der Zapfen bei der anschließenden Dunkeladaptation. Der Kohlrausch-Knick setzt somit früher ein. Erfolgt die Helladaptation an eine Lichtintensität, die unterhalb der Reizschwelle der Zapfen liegt, erfolgt bei Dunkelheit sofort die Stäbchenadaptation (Hecht et al. 1937).
- Unabhängigkeit von Zapfen und Stäbchen: Bei der Darbietung von langwelligem Licht bleibt der Adaptationszustand der Stäbchen unverändert, da sie für diese Wellenlängen unempfindlich sind. Die anschließende Dunkeladaptation verläuft demzufolge schneller (Hecht und Hsia 1945).

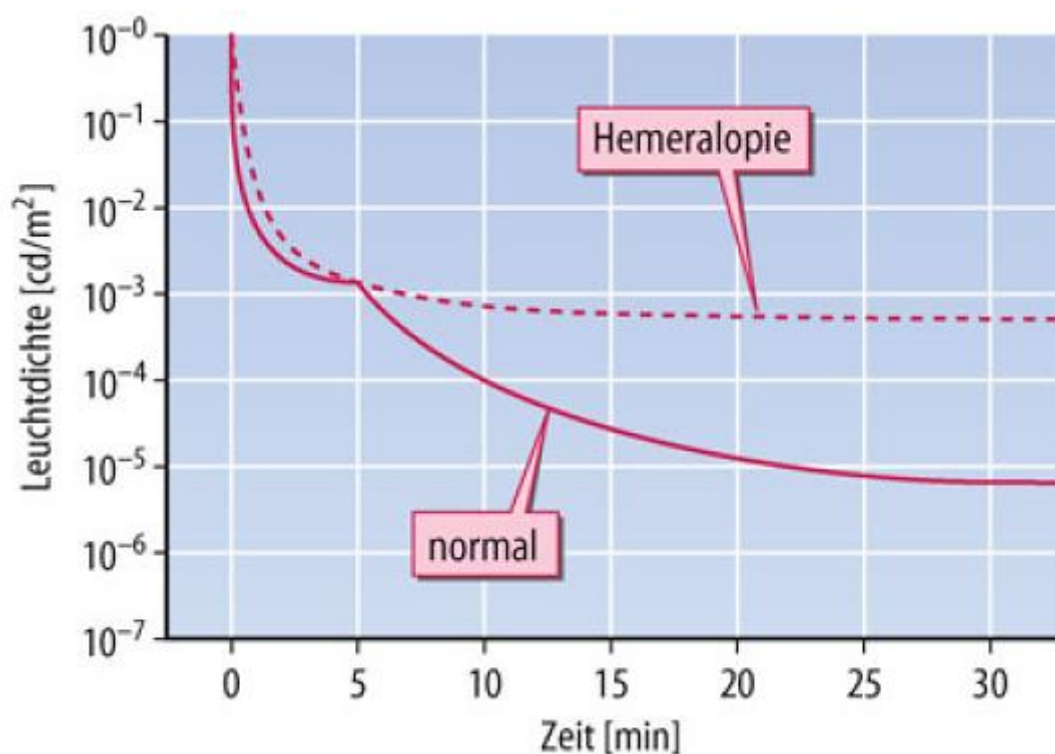


Abb. 9: Dunkeladaptationskurve mit Kohlrausch-Knick nach fünf Minuten (Grehn 2006). Gestrichelte Linie: Zapfenadaptation, Durchgezogene Linie: Stäbchenadaptation.

Zu Abb. 9 soll noch ergänzt werden, dass es bei einer Hemeralopie (Nachtblindheit, Nyktalopie) keine Stäbchenadaptation gibt, sodass nach fünf Minuten bereits der maximal mögliche, reduzierte Adaptationszustand erreicht ist (gestrichelte Linie). Der Begriff Nachtblindheit wird im Volksmund gerne für eine reduzierte Sehschärfe in Dämmerung und Nacht verwendet, ist aber fachlich klar von einer Dämmerungs- bzw. Nachtmyopie oder dem physiologischen Visusverlust bei abnehmender Leuchtdichte abzugrenzen.

b) Veränderungen des Verhältnisses zwischen aktivem und passivem Sehfärbstoff

Die Umwandlung eines optischen Lichtreizes in ein neuronales Signal findet in den Außensegmenten der Rezeptoren statt. Dort befinden sich starke Membraneinfaltungen, in die der Sehfärbstoff eingelagert ist (Stäbchen: Rhodopsin, Zapfen: Iodopsin). Dieser Farbstoff erfährt bei einem Lichtreiz eine Konformationsänderung und geht von der 11-cis-Konfiguration in die all-trans-Konfiguration über. Die daraus resultierende Abspaltung des Glykoproteins Opsin löst eine Abfolge mehrerer Reaktionen aus. Dieser Prozess wird als Phototransduktion bezeichnet und führt zur Aktivierung eines neuronalen Signals in der Sinneszelle. Der zerfallene Sehfärbstoff wird rekonstruiert, sodass er wieder für die Phototransduktion zur Verfügung steht.

Bei heller Umgebung ist die Zerfallrate höher als die Neubildung, wodurch die Empfindlichkeit des Rezeptors sinkt. Bei dunklen Lichtverhältnissen ist das Verhältnis umgekehrt und resultiert in einer Zunahme der Empfindlichkeit (Rushton 1965; Lamb und Pugh 2006). Dies wird als photochemische Dunkeladaptation beschrieben. Die Absorptionsmaxima der Stäbchen und der drei Zapfentypen sind auf unterschiedliche Opsine in deren Sehfärbstoffen zurückzuführen.

c) Veränderungen in der neuronalen Verarbeitung

Baker (1953) fand heraus, dass sich die Wahrnehmungsschwelle innerhalb der ersten 0,3 Sekunden der Dunkeladaptation um mehr als eine log-Stufe reduziert und führte dieses Ergebnis auf eine Änderung der neuronalen Verarbeitung der Reizantworten zurück. Die Stäbchen und Zapfen sind in Form von rezeptiven Feldern organisiert. Die einzelnen Reizantworten der Photorezeptoren eines rezeptiven Feldes werden gebündelt (Konvergenz) und von einer einzelnen Ganglienzelle weitergeleitet. Jedoch kann es bei dunkler Umgebung dazu kommen, dass die Impulse der Rezeptoren die Reizschwelle der Ganglienzellen nicht

überschreiten. Als Reaktion darauf dehnen sich die rezeptiven Felder funktionell aus und eine größere Zahl von Rezeptoren trägt zur Aktivierung einer Ganglienzelle bei. Dadurch steigt die Lichtempfindlichkeit, während die Sehschärfe durch eine höhere Konvergenz nachlässt (Gregory 2001).

3.2.4 Veränderung des Visus bei abnehmender Leuchtdichte

Eine physiologische Visusreduktion mit abnehmender Leuchtdichte wurde bereits von mehreren Autoren nachgewiesen (Winn et al. 1994; Arumi 1997; Hartmann 1970). Einige Gründe wurden in den vorherigen Abschnitten dargelegt, wie z.B. die Vergrößerung der rezeptiven Felder und die geringere Aktivität der Zapfen. Weiterhin führt die geringer werdende Leuchtdichte zu einer Vergrößerung des Pupillendurchmessers und somit zu einer Verringerung der Schärfentiefe (Winn et al. 1994). Das in Abb. 10 dargestellte Diagramm von Hartmann zeigt den Zusammenhang zwischen Leuchtdichte und Visus. (Hartmann 1970).

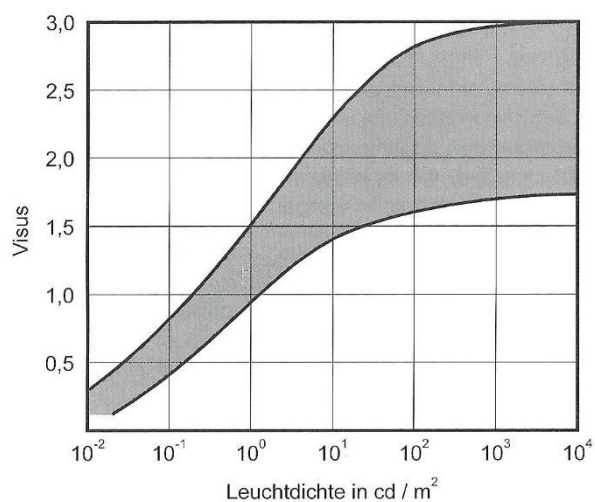


Abb. 10: Visus in Abhängigkeit von der Leuchtdichte nach Hartmann (Darstellung nach Diepes 2004). Der Visus fällt bei Leuchtdichten unterhalb von 10² cd/m² nahezu linear ab. Oberhalb von 10² cd/m² ist er weitgehend konstant.

Nach Abb. 10 ist für die Refraktions- und Korrektionsbestimmung unter photopischen Bedingungen eine Leuchtdichte von mindestens 100 cd/m^2 zu realisieren. Bei mesopischen Lichtbedingungen ist neben der Visusreduktion mit einer höheren Instabilität der Visuswerte in der Dämmerung zu rechnen (Hiraoka et al. 2015).

3.2.5 Veränderung des Kontrastsehens bei abnehmender Leuchtdichte

Für das Sehen in dunklen Lichtverhältnissen und die Sicherheit im nächtlichen Straßenverkehr ist die Kontrastempfindlichkeit noch bedeutender als der Visus (Wood und Owens 2005; Tyrrell et al. 2016; Wood et al. 2014). So erhöht ein eingeschränktes Dämmerungssehen infolge eines reduzierten Kontrastsehens das Unfallrisiko um das Dreifache (Golka 2011). Die Verringerung der Kontrastsensitivität ist in der Regel bei allen Ortsfrequenzen zu finden (Valois et al. 1974). Vor allem mit zunehmendem Alter kann die Kontrastempfindlichkeit durch Medientrüben (v.a. Katarakt) beeinträchtigt werden. Diese Änderungen können unter photopischen Bedingungen zu geringen oder keinen Auffälligkeiten führen, bei Nacht allerdings zu einer erheblichen Reduktion der Kontrastempfindlichkeit für bewegte Objekte beitragen (Anderson 1995). Quantitative Erwartungswerte für eine Reduktion des Kontrastsehens mit abnehmender Leuchtdichte existieren nur von Bühren et al. (2006). Bei jungen Probanden sinkt die Kontrastempfindlichkeit gemessen bei $0,167 \text{ cd/m}^2$ mit Landoltringen entsprechend einer Ortsfrequenz von 1,5 cpd, von 2,23 auf 1,23 logCS.

3.3 Spektrale Empfindlichkeit des menschlichen Auges

Die Änderung der spektralen Empfindlichkeit des menschlichen Auges ist ein Prozess, welcher aufgrund der Dunkeladaptation entsteht. Da die spektrale Empfindlichkeit sowohl für den physiologischen Sehvorgang bei Dämmerung und Nacht als auch für die Refraktionsänderung relevant ist, soll diese im Folgenden näher betrachtet werden.

3.3.1 Spektrale Empfindlichkeitsfunktion und Purkinje-Verschiebung

Die spektrale Empfindlichkeit des menschlichen Auges ist nicht über den gesamten Bereich des sichtbaren Lichts von 380 bis 780 nm konstant. Ihr Verlauf gleicht dem einer Gaußschen Glockenkurve und ist durch ein Maximum bei 555 nm gekennzeichnet ($V(\lambda)$ Kurve). Aufgrund

des Übergangs von Zapfen- auf Stäbchensehen verschiebt sich diese Kurve bei der Dunkeladaptation hin zu kürzeren Wellenlängen. Das Maximum der sogenannten $V'(\lambda)$ Kurve liegt dann bei 507 nm. Diese Verschiebung der spektralen Hellempfindlichkeitskurve wird als Purkinje-Verschiebung bezeichnet, und ist nach dem Physiologen Johannes Evangelista Purkinje benannt, welcher diesen Effekt im Jahr 1825 erstmals beschrieben hat. In Abb. 11 wird der Purkinje-Shift im Diagramm dargestellt.

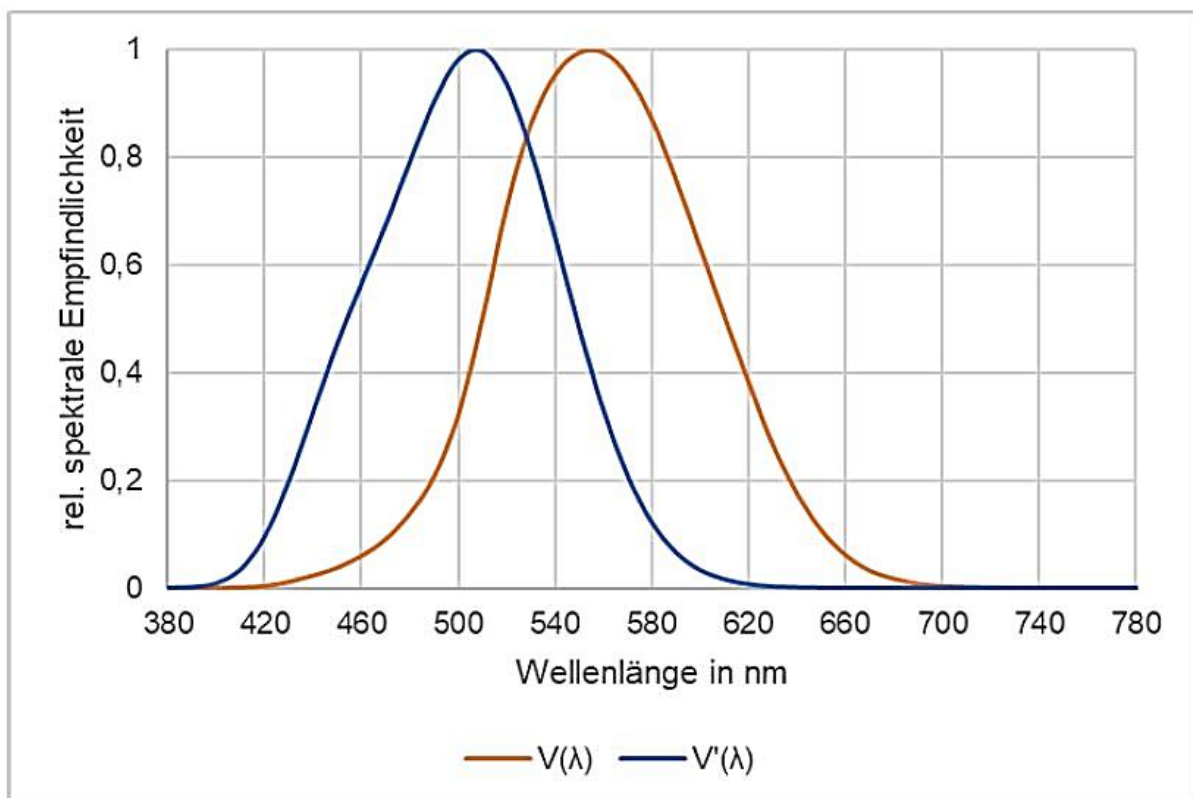


Abb. 11: Spektrale Empfindlichkeit für photopische $V(\lambda)$ und skotopische $V'(\lambda)$ Lichtbedingungen (nach Gall 2004). Die Veränderung der spektralen Empfindlichkeit wird als Purkinje-Verschiebung bezeichnet.

Die beiden in Abb. 11 gezeigten Kurven wurden von der Internationalen Beleuchtungskommission (Commission Internationale de l'Éclairage, CIE) herausgegeben und basieren auf einer Metaanalyse verschiedener Studien zur spektralen Hellempfindlichkeit. Hierbei kamen unterschiedliche photometrische Verfahren zum Einsatz. Aufgrund der schwierigen Vergleichbarkeit der Messdaten dieser Studien handelt es sich bei den Empfindlichkeitskurven vielmehr um gewichtete statt um gemittelte Kurven (Freiding 2010). Bei der Betrachtung der originalen Empfindlichkeitskurven (Abb. 12) zeigt sich, dass die Maxima keine ganz eindeutigen Spitzen aufzeigen wie die Funktionen in Abb. 11. Dies lässt

die Folgerung zu, dass die maximale spektrale Empfindlichkeit nicht exakt bei einer Wellenlänge definierbar ist.

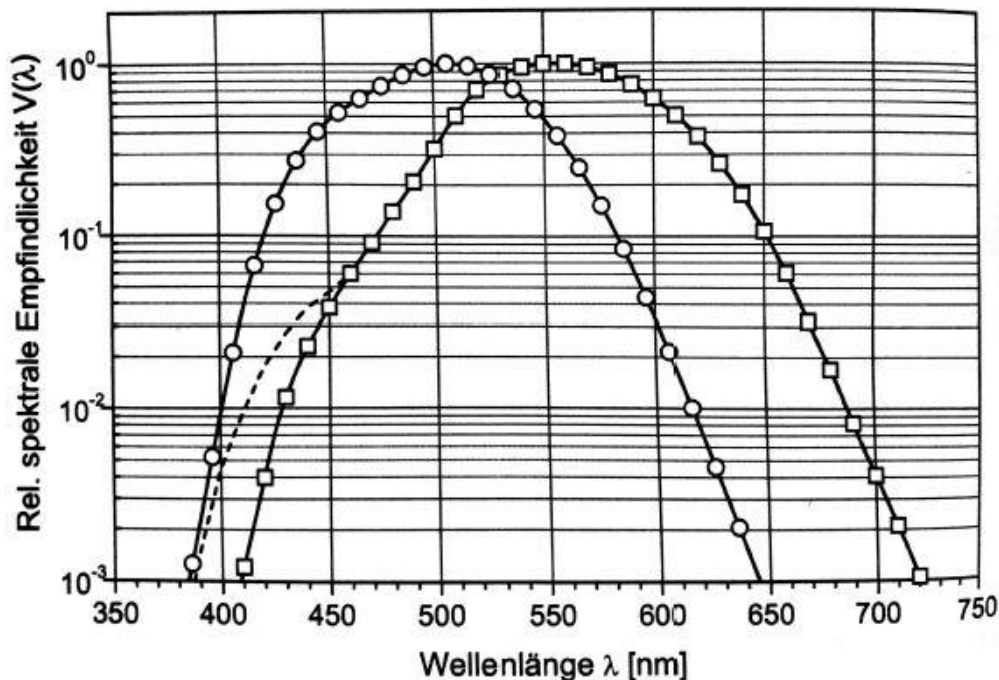


Abb. 12: Spektrale Hellempfindlichkeitskurve nach CIE (aus Freiding 2010). Quadrate: $V(\lambda)$, Punkte: $V'(\lambda)$.

3.3.2 Spektrale Empfindlichkeitsmessung unter mesopischen Lichtverhältnissen

Walters und Wright (1943) führten Untersuchungen zur spektralen Empfindlichkeit in mesopischen Bedingungen durch. Gerade in diesem Bereich streuen die Ergebnisse stark (Eloholma et al. 2005). Auf der einen Seite postulieren einige Autoren, dass es während der Dunkeladaptation in der zentralen Fovea keine Purkinje-Verschiebung gibt, da dieser Effekt auf der Umschaltung vom Zapfen- auf Stäbchensehen beruht und in der zentralen Fovea keine Stäbchen existieren (Sloan 1928; Wald 1945; Wald und Griffin 1947; Englisch 2017). Auf der anderen Seite fand Kohlrausch (1922) eine Empfindlichkeitsverschiebung bei 1° Exzentrizität. Auch Várady et al. (2007) konnten den Purkinje-Shift im zentralen Netzhautbereich nachweisen. Vienot und Chiron (1992) bemerkten sogar eine rückwärtige Purkinje-Verschiebung bei abnehmender Leuchtdichte. Die unterschiedlichen Ergebnisse können mit folgenden Komplexitäten des mesopischen Adaptationszustands in Verbindung gebracht werden (Stockman und Sharpe 2006):

1. Das mesopische Sehen hängt von mehr als einem Photorezeptor ab. Dabei ist es unwahrscheinlich, dass die mesopische Lichtwahrnehmung additiver Natur ist. Stäbchen und Zapfen haben unterschiedliche Eigenschaften und Adaptationsverhalten. Somit kann die Empfindlichkeitsfunktion für mesopische Lichtverhältnisse nicht aus einer linearen Kombination von $V(\lambda)$ und $V'(\lambda)$ bestehen.
2. Die Reizschwellen von Stäbchen und Zapfen beeinflussen sich gegenseitig.
3. Im oberen Leuchtdichtebereich, in dem die Stäbchen aktiv sind, ändert sich deren Beitrag an der spektralen Empfindlichkeit nicht mehr linear, sondern plötzlich sehr schnell. Daher ist die Funktion im Sättigungsbereich der Stäbchen sowohl schwer vorherzusagen als auch schwer zu messen.
4. Wie bereits in Abschnitt 3.1.2 beschrieben, haben Stäbchen und Zapfen eine unterschiedliche räumliche Verteilung auf der Netzhaut. Daher haben Darbietungsort und Stimulusgröße einen großen Einfluss auf die Empfindlichkeitsfunktion.
5. Die Kontrastempfindlichkeiten von Stäbchen und Zapfen unterscheiden sich. Somit hängt die spektrale Empfindlichkeitsfunktion in mesopischen Bedingungen u.a. von Größe, Randschärfe und Form des Prüfreizes ab.
6. Das zeitliche Auflösungsvermögen von Zapfen und Stäbchen unterscheidet sich. Somit hängen spektrale Empfindlichkeitsmessungen zusätzlich von den zeitlichen Eigenschaften des Stimulus ab. Verschiedene Darbietungsarten und Darbietungszeiten führen zu unterschiedlichen Empfindlichkeitskurven mit unterschiedlichen Gewichtungen bzgl. der Stäbchen- und Zapfenbeteiligung. Permanent dargebotene Stimuli führen zu anderen Ergebnissen als z.B. Flicker-Reize.

Somit hat die Wahl der Messbedingungen, wie z.B. Gestalt des Prüfreizes, Art und Dauer der Darbietung, Darbietungsort usw. einen starken Einfluss auf das Ergebnis der spektralen Empfindlichkeitsfunktion.

Ein weiterer Einflussfaktor auf die spektrale Empfindlichkeitskurve ist das Alter der Probanden (Sagawa und Takahashi 2001; Sturr et al. 1997). Die spektrale Empfindlichkeit sinkt mit zunehmendem Alter über den gesamten Bereich des sichtbaren Lichts, wobei eine verstärkte Reduktion im kurzwelligen Bereich auftritt. Gründe hierfür sind die senile Miosis und Veränderungen in der Augenlinse.

3.3.3 Methoden zur Bestimmung der spektralen Empfindlichkeit des Auges

Aufgrund verschiedener, funktionell spezialisierter Ganglienzellen erfolgt die Verarbeitung visueller Informationen über zwei verschiedene Kanäle. Der chromatische oder auch parvozelluläre Kanal besteht aus Ganglienzellen mit kleinen Zellkörpern und dünnen Axonen. Dieser Kanal übermittelt neben Musterdetails auch die Signale der verschiedenen Zapfentypen (Norton et al. 2002). Wird bei der Bestimmung der spektralen Empfindlichkeit ausschließlich der chromatische Kanal angesprochen, weist die resultierende Empfindlichkeitsfunktion drei Maxima auf, welche etwa um die Wellenlängen liegen, bei denen die drei Zapfentypen ihre Absorptionsmaxima aufweisen (Wagner und Boynton 1972).

Der zweite Kanal ist empfindlich für Bewegungen und Helligkeitskontraste. Der Grund liegt in der Eigenschaft einer, durch dickere Zellen gewährleisteten, schnellen Reizweiterleitung des sogenannten achromatischen oder magnozellulären Kanals. Dieser Kanal leitet keine Farbinformationen weiter (Norton et al. 2002). Er leitet zwar einige Signale der Rot- und Grün-Zapfen weiter, jedoch nicht von den Blauzapfen (Norton et al. 2002). Da die Stäbchen synaptisch mit den Zapfen verbunden sind, werden deren Signale durch beide Kanäle weitergeleitet.

Eine spektrale Empfindlichkeitsfunktion, welche allein durch die Ansprache des achromatischen Kanals aufgenommen wurde, weist in der Regel ein Maximum bei ca. 550 nm auf (Wagner und Boynton 1972).

Zur Untersuchung der spektralen Empfindlichkeit können verschiedene Prüfverfahren angewendet werden, welche den chromatischen und achromatischen Kanal unterschiedlich stark ansprechen. Im Folgenden wird auf einige relevante Prüfverfahren eingegangen:

3.3.3.1 Schwellenuntersuchung

Bei der Schwellenbestimmung wird die Helligkeit eines monochromatischen Prüfreizes solange erhöht, bis er gerade wahrgenommen wird. Dieser Vorgang wird für verschiedene Wellenlängen wiederholt. Der Kehrwert der einzelnen Schwellenwerte stellt die jeweilige spektrale Empfindlichkeit dar. Dabei werden zwei Schwellentypen unterschieden: Die achromatische Schwelle ist erreicht, wenn der Reiz gerade wahrgenommen wird, jedoch ohne Detailinformation (Form, Farbe). Wird die Helligkeit solange erhöht, bis die Farbinformation wahrnehmbar ist, ist die chromatische Schwelle erreicht (Freiding 2010).

Bei dieser Methode resultieren in der Regel drei Empfindlichkeitsmaxima in den Bereichen der Absorptionsmaxima der Zapfen, da hauptsächlich der chromatische Kanal angesprochen wird (King-Smith und Carden 1976; Moorhead und Saunders 1982).

3.3.3.2 Heterochromatischer Direktvergleich

Beim heterochromatischen Direktvergleich werden dem Probanden gleichzeitig zwei Reize dargeboten. Dabei soll die Helligkeit des monochromatischen Prüflichts direkt mit der Helligkeit eines Referenzlichts abgeglichen werden (Freiding 2010). Ebenso ist es möglich, die Helligkeit des Prüflichts variabel zu gestalten und durch den Probanden so einstellen zu lassen, dass beide Stimuli gleich hell erscheinen. Zudem können mehrere Referenzlichter verwendet werden, da bei großen Farbunterschieden der Helligkeitsabgleich schwierig ist (Freiding 2010). Beim heterochromatischen Direktvergleich wird sowohl der chromatische als auch der achromatische Kanal des visuellen Systems angesprochen, wobei die Beträge beider Systeme von den Untersuchungsbedingungen abhängen (Wagner und Boynton 1972).

3.3.3.3 Heterochromatische Flimmerphotometrie

Bei der heterochromatischen Flimmerphotometrie besteht der Stimulus aus einem Prüflicht und einem Referenzlicht. Das Prüflicht ist monochromatisch und lässt sich in Wellenlänge und Helligkeit verändern. Das Referenzlicht ist in der Regel weiß und bleibt in seiner Helligkeit während der Messung konstant. Durch alternierendes Aufleuchten werden beide Lichter am gleichen Gesichtsfeldort dargeboten. Grundlage des Verfahrens ist die Eigenschaft des menschlichen Auges, dass die Farbverschmelzungsfrequenz geringer ist als die Flimmerverschmelzungsfrequenz. Flimmern Referenz- und Prüflicht mit einer Frequenz, die

oberhalb der Farbverschmelzungsfrequenz aber unterhalb der Flimmerverschmelzungsfrequenz liegt, sind keine Farbunterschiede zwischen den Lichtern wahrnehmbar und der Stimulus erscheint in einer Mischfarbe beider Reize. Das Flimmern kommt durch die wahrgenommenen Helligkeitsunterschiede zustande. Bei der Bestimmung der spektralen Empfindlichkeit wird der Strahlungsfluss des Prüflichts solange erhöht, bis das Flimmern minimal wird oder gar verschwindet. Die Helligkeit des Lichts ist dabei umso höher, je empfindlicher das visuelle System gegenüber einer Wellenlänge ist. Das Verfahren wird für beliebig viele Wellenlängen des Prüflichts wiederholt, wobei sich aus dem Kehrwert des Strahlungsflusses je Wellenlänge die spektrale Empfindlichkeitsfunktion aufbaut. Bei der heterochromatischen Flimmerphotometrie wird der achromatische Kanal angesprochen. Dadurch ergibt sich ein Kurvenverlauf mit einem einzelnen Maximum bei ca. 550 nm (Freiding 2010).

Über die Flimmerverschmelzungsfrequenz existieren in der Literatur keine einheitlichen Angaben. Während Freiding (2010) einen Wert von 25 Hz nennt, postulieren Schmidt und Lang (2007) einen Wert von 90 Hz und Kleberger (1954) einen Wert von 47 Hz mit Schwankungen von bis zu 15 Hz. Die Flimmerverschmelzungsfrequenz ist unter anderem von folgenden Faktoren abhängig:

- Stimulusleuchtdichte: Nach dem Ferry-Porter-Gesetz steigt die Flimmerverschmelzungsfrequenz proportional zum Logarithmus der Reizleuchtdichte (Tyler und Hamer 1990).
- Netzhautort: Die Frequenz steigt in der Fovea um etwa 10 Hz pro Leuchtdichteerhöhung um eine log-Stufe. Bei 10° Exzentrizität sind es ca. 20 Hz pro entsprechende Helligkeitsänderung (Tyler und Hamer 1993).
- Stimulation von Stäbchen oder Zapfen (Hecht 1936)
- Stimulusgröße: Nach dem Granit-Harper-Gesetz nimmt die Flimmerverschmelzungsfrequenz proportional zum Logarithmus der Reizfläche zu (Norton et al. 2002).

Nach Kleberger (1954) können außerdem folgende Aspekte die Flimmerverschmelzungsfrequenz beeinflussen:

- Alter
- Zustand der neuronalen Verarbeitung (Sehbahnen)
- Adaptationszustand
- Verhältnis der Helligkeit beider Phasen des Flimmerreizes
- Verhältnis zwischen Flimmer- und Umfeldhelligkeit

Vor allem das Verhältnis zwischen Flimmer- und Umfeldhelligkeit könnte in einigen Studien nicht hinreichend berücksichtigt worden sein, da die Adaptationsleuchtdichte häufig ausschließlich über die Umfeldleuchtdichte definiert wird. Ein heller Prüfreiz kann jedoch den Adaptationszustand beeinflussen.

3.3.4 Studienergebnisse zur spektralen Empfindlichkeit

In folgender Tab. 1 werden einige Ergebnisse früherer Studien zusammengefasst. Ein besonderer Schwerpunkt soll hierbei auf der Lage des Empfindlichkeitsmaximums und den Untersuchungsbedingungen liegen.

Tab. 1: Ergebnisse früherer Studien zur spektralen Empfindlichkeit des Auges. Nebenmaxima innerhalb einer Zeile sind nach der Höhe der spektralen Empfindlichkeit geordnet. WP beschreibt markante Wendepunkte im Verlauf der Empfindlichkeitsfunktion.

Autor Jahr	Methode	n	Ergebnisse		
			Maximum in nm	Nebenmaxima in nm	Bedingungen/ Bemerkungen
Wagner und Boynton, 1972	Heterochromatischer Direktvergleich, Flimmerphotometrie	4	550	600 WP: 450	bei heterochromatischem Direktvergleich
			550		bei Flimmerphotometrie
Guth und Lodge, 1973	Heterochromatischer Direktvergleich, Flimmerphotometrie	5	540	580 - 600	bei heterochromatischem Direktvergleich
			540		bei Flimmerphotometrie
King-Smith und Carden, 1976	Schwellenbestimmung	2	550	450 600	bei Stimulusgröße 1°, Darbietungszeit 200 und 10 ms hohe Hintergrundleuchtdichte unterdrückt achromatischen Kanal Beitrag des achromatischen Kanals nimmt bei kleinem Stimulus (0,05°), kurzer Darbietungszeit (10 ms) und dunklem Hintergrund zu
			550		bei Stimulusgröße 0,05°, Darbietungszeit 200 und 10 ms

Moorhead und Saunders, 1982	Schwellenbestimmung	2	540	600 440	geringe Abnahme der Empfindlichkeit im kurzwelligen Bereich bei Stimulusgröße von 1°
Vienot und Chiron, 1992	Heterochromatischer Direktvergleich, Flimmerphotometrie	3	Keine Angabe. Prüfung der spektralen Empfindlichkeit bei 3 Wellenlängen: 445, 560, 630 nm		Heterochromatischer Direktvergleich: gleichmäßige Zunahme der Empfindlichkeit für kurzwelligen Stimulus. Beginn bei ca. 1 Td Flimmerphotometrie: sprunghafte Zunahme der Empfindlichkeit für kurzwelligen Stimulus bei ca. 1 Td
Sagawa und Takahashi, 2001	Flimmerphotometrie, Heterochromatischer Direktvergleich	97	550	WP: 450	bei Flimmerphotometrie altersabhängige Abnahme der spektralen Empfindlichkeit im kurzwelligen Bereich
			550	600 WP: 450	bei heterochromatischem Direktvergleich altersabhängige Abnahme der spektralen Empfindlichkeit im kurzwelligen Bereich
Freiding et al., 2007	Schwellenbestimmung, wobei die Wahrnehmungsschwelle eines direkt auf dem Hintergrund dargebotenen Stimulus bestimmt wird	10	530	580	bei L = 1 cd/m ² und Beobachtungswinkel 0° ähnlicher Verlauf bei Beobachtungswinkel 10°
			520	WP: 480	bei L = 0,01 cd/m ² und Beobachtungswinkel 0° Abnahme der Empfindlichkeit im langwelligen Bereich ähnlicher Verlauf bei Beobachtungswinkel 10°
Várady et al., 2007	Schwellenbestimmung, wobei die Erkennbarkeitsschwelle eines Landoltrings bestimmt wurde	10	580 - 600	440	bei L = 1 cd/m ² und Beobachtungswinkel 0° ähnlicher Verlauf bei Beobachtungswinkel 10°
			510	WP: 580	bei L = 0,01 cd/m ² und Beobachtungswinkel 0° ähnlicher Verlauf bei Beobachtungswinkel 10°
Freiding, 2010	Schwellenbestimmung	14	530 - 600	420	bei L = 10 cd/m ² und Beobachtungswinkel 0°
			510 - 530	600	bei L ≤ 0,01 cd/m ² und Beobachtungswinkel 10°

Englisch, 2017	Schwellenbestimmung	14	540 - 570	600 440	bei L = 1 cd/m ² und Beobachtungswinkel 0°
			525	600 470	bei L = 0,1 cd/m ² und Beobachtungswinkel 2,65°

Wie bereits beschrieben ist eine Varianz der einzelnen Ergebnisse für unterschiedliche Bedingung zu dokumentieren. Beispielsweise konnten Englisch (2017) und Freiding (2010) bei zentraler Fixation keine Purkinje-Verschiebung feststellen, während andere Autoren auch bei zentraler Stimulusdarbietung einen Effekt nachweisen können. Auch die Bereiche der maximalen Empfindlichkeit schwanken zwischen den Autoren. Darüber hinaus ist festzustellen, dass viele der genannten Studien einen sehr geringen Stichprobenumfang aufweisen. In einigen Veröffentlichungen konnten keine Angaben über Prüfleuchtdichten gefunden werden.

3.4 Dämmerungs- und Nachtmyopie

Die Dämmerungs- bzw. Nachtmyopie bezeichnet eine Verschiebung des Refraktionsstatus in mesopischen bzw. skotopischen Lichtbedingungen in Richtung Kurzsichtigkeit und kann neben dem physiologischen Visus- und Kontrastverlust mit abnehmender Leuchtdichte eine Ursache für schlechteres Sehen in Dämmerung und Nacht sein.

3.4.1 Prävalenz der Nachtmyopie

Wie bei nahezu allen Aspekten rund um das Thema Sehen in Dämmerung und Nacht, gibt es auch über die Prävalenz der Nachtmyopie keine aktuellen wissenschaftlichen Daten. Häufig zitiert werden die Ergebnisse von Aulhorn und Harms (1970), die 2300 Probanden untersuchten und dabei bei rund 75 % keine Nachtmyopie feststellten. 14 % hatten eine Nachtmyopie von -0,5 dpt und die verbleibenden 11 % zeigten eine Refraktionsänderung von mehr als -0,75 dpt. Lachenmayr (2004) ergänzt, dass die *„Häufigkeit starker und damit korrekturbedürftiger Nachtmyopien unter 5 % liegt. Korrekturbedürftig sind sie nur dann, wenn die betroffenen Personen häufig in Situationen geraten, bei denen der Fusionsanreiz extrem*

niedrig ist oder vielleicht sogar ganz fehlt, also Menschen, die in der Dunkelheit möglichst gut sehen müssen.“

In einer Arbeit von Epstein et al. (1981) zeigten 9 % ihrer 163 Probanden eine Myopisierung von mindestens 1 dpt. Von diesen 15 Probanden konnten allerdings nur zwei von einer Korrektur der Nachtmyopie profitieren. Eine Studie von Fejer und Girgis aus dem Jahr 1992 zeigt, dass bei 17 % ihrer randomisiert ausgewählten Probanden zwischen 18 und 80 Jahren eine Nachtmyopie von mindestens 0,75 dpt zu messen waren. Dabei lag die Prävalenz in der Gruppe der 18 bis 35-jährigen bei 24 % und in der Altersgruppe von 18 bis 25 Jahre bei 38 %.

Beim Vergleich der Publikationen fällt auf, dass die Wahrscheinlichkeit von Beträgen größer 1 dpt bei unter 10 % zu liegen scheint. Eine genaue Aussage über die Prävalenz der Refraktionsänderung mit abnehmender Leuchtdichte kann jedoch nicht getroffen werden, da all diese Studien nicht die Kriterien aussagekräftiger epidemiologischer Studien erfüllen. Des Weiteren wurden Refraktionsänderungen kleiner als 0,5 dpt und Änderungen des Astigmatismus nicht berücksichtigt.

3.4.2 Ursachen der Dämmerungs- und Nachtmyopie

In diesem Abschnitt soll auf mögliche Ursachen für eine Refraktionsänderung bei reduzierter Leuchtdichte eingegangen werden.

3.4.2.1 Chromatische Aberration und Purkinje-Verschiebung

Die Brennweite des Auges als optisches System ist aufgrund der chromatischen Aberration von der Wellenlänge des einfallenden Lichts abhängig. Dabei wird kurzwelliges Licht stärker gebrochen als langwelliges Licht. Dies führt dazu, dass das Auge für Licht der Wellenlänge 550 nm emmetrop ist, für höhere Wellenlängen hyperop und für geringere Wellenlängen entsprechend myop (Koomen et al. 1951). Durch die in Abschnitt 3.3 erläuterte Purkinje-Verschiebung wird das Auge bei abnehmender Leuchtdichte gegenüber kürzeren Wellenlängen sensitiver als in photopischen Bedingungen. Dieses Phänomen wird in der Literatur mit der Nachtmyopie in Verbindung gebracht, wobei eine Refraktionsänderung bislang nicht empirisch nachgewiesen werden konnte.

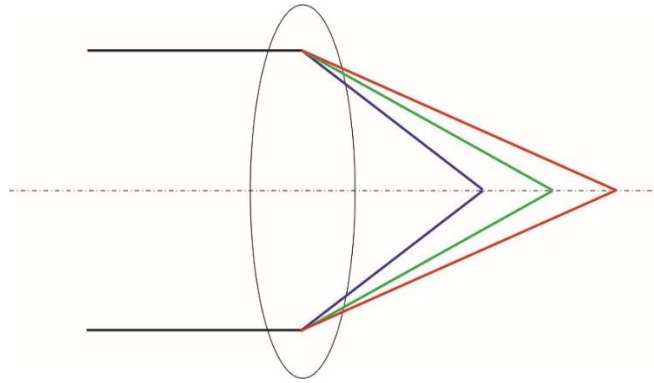


Abb. 13: Chromatische Aberration: Blaues Licht wird dabei im Auge stärker gebrochen als rotes Licht.

Wald und Griffin (1947) verwendeten zur Untersuchung der chromatischen Aberration des Auges ein sogenanntes Stigmatoskop. Dabei wird dem Probanden ein monochromatischer Lichtpunkt dargeboten, dessen Lage über eine verschiebbare Linse so variiert werden soll, dass er scharf gesehen wird. Sie fanden heraus, dass die chromatische Aberration eine Brechwertdifferenz von ca. 3,2 dpt zwischen 365 und 750 nm verursacht. Die Purkinje-Verschiebung, bei der sich die maximale spektrale Empfindlichkeit des Auges um ca. 50 nm verlagert, führt demnach rechnerisch zu einer Brechwertdifferenz zwischen 0,35 und 0,4 dpt. Diese Ergebnisse wurden durch Bedford und Wyszecki (1957) bestätigt.

Ebenfalls aufgrund theoretischer Herleitungen ermittelten Otero und Duran (1943) eine Refraktionsänderung in Richtung Myopie von 0,25 dpt. Ivanoff (1947) schließt sich den genannten Werten von weniger als 0,5 dpt an.

In Tab. 1 ist ersichtlich, dass die Purkinje-Verschiebung erst bei sehr niedrigen mesopischen Leuchtdichten, bzw. im Übergang zum skotopischen Bereich ($L \leq 0,1 \text{ cd/m}^2$) auftritt. Diese niedrigen Leuchtdichten spielen im Alltag z.B. für das Sehen im Straßenverkehr jedoch kaum eine Rolle. Somit ist nach heutiger Sicht der Beitrag der Purkinje-Verschiebung zu einer Refraktionsänderung mit abnehmender Leuchtdichte kritisch zu hinterfragen.

Die objektive Messung einer Myopisierung aufgrund der chromatischen Aberration und der Purkinje-Verschiebung wird zudem dadurch erschwert, dass die Verschiebung der spektralen Hellempfindlichkeit nur bei Untersuchungen in polychromatischem Licht auftritt und somit nicht die myopen Shifts bei objektiven Messverfahren erklären kann, da diese in der Regel mit monochromatischem, meist roten Licht arbeiten (Charman 1996). Der Purkinje-Effekt reicht als vollständige Erklärung für die Nachtmyopie nicht aus (Wald und Griffin 1947; Schober 1947; Artal et al. 2012).

3.4.2.2 Akkommodationsruhelage

Die Akkommodationsruhelage beschreibt einen Gleichgewichtszustand zwischen Fern- und Naheinstellung des Auges. Sie tritt nicht ausschließlich bei absoluter Dunkelheit auf, sondern auch in weiteren Situationen, welche durch die Abwesenheit von Fixations- und Akkommodationsreizen gekennzeichnet sind. Beispiele hierfür sind starker Regen, Nebel oder Schneetreiben. Die daraus resultierende Myopisierung wird als Myopie des leeren Raumes (*engl.*: Dark Focus of Accommodation) bezeichnet. In der Literatur variieren die Beträge einer Refraktionsänderung aufgrund der Akkommodationsruhelage zwischen +1,4 und -3,4 dpt (Wald und Griffin 1947). Leibowitz und Owens (1975b) fanden einen direkten Zusammenhang zwischen der Akkommodationsruhelage und der Höhe der Nachtmyopie. Artal et al. (2012) stellten auch nach der Korrektur aller Aberrationen einen myopen Shift des Refraktionsstatus fest und sahen dies als Begründung dafür, dass die Akkommodationsruhelage die Hauptursache der Nachtmyopie ist. Diese Aussage wird durch weitere Autoren gestützt (Leibowitz und Owens 1975a, 1975b; Epstein 1982).

Besonders soll an dieser Stelle auf die aktuellste Publikation zum Thema Akkommodationsruhelage eingegangen werden (Chirre et al. 2016): In dieser Arbeit wurde mit einem selbst gebauten Freisicht-Aberrometer der Dark Focus of Accommodation und sein Anteil an der Nachtmyopie untersucht (Abb. 14). Ausgehend von den Aberrometrieergebnissen wurden diverse Formeln zur Berechnung der Refraktion verwendet, bei denen der Defokus, die sphärische Aberration und der Pupillendurchmesser berücksichtigt wurden. Die Refraktionsänderung beim Übergang von photopische in skotopische Leuchtdichten kann in dieser Arbeit auf etwa -0,5 dpt unter monokularen Bedingungen quantifiziert werden. Auch der Betrag des Dark Focus ist in diesem Wertebereich anzusiedeln. Chirre et al. (2016) kamen zu dem Schluss, dass durch den Dark Focus durchaus eine Nachtmyopie im Wertebereich von ca. -0,5 dpt mit großen interindividuellen Differenzen auftreten kann. Einige zeigten eine Refraktionsänderung von bis zu über -1 dpt, während in anderen Fällen sogar leichte Hyperopisierungen festzustellen waren.

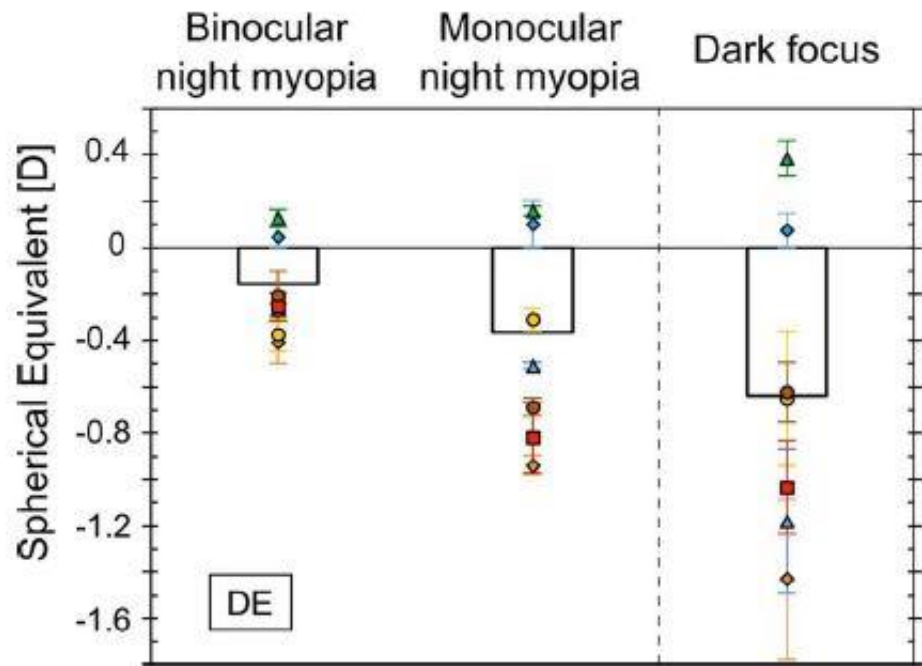


Abb. 14: Übersicht über den Betrag der Akkommodationsruhelage und den Betrag der Nachtmyopie. Die Messungen erfolgten mit einem Freisicht-Aberrometer. Die Refraktionsänderung unter binokularen Bedingungen ist um etwa 0,25 dpt geringer als unter monokularen Bedingungen. Höhere Dark Focus Werte, gehen auch mit höheren Nachtmyopiebeträgen einher. (Chirre et al. 2016).

Die Akkommodationsruhelage wird durch einige Faktoren beeinflusst: Das Binokularesehen gilt aufgrund der fusional induzierten Vergenz als abschwächender Faktor (Abb. 14). Weiterhin spielt die Größe des Prüfraums aufgrund der proximalen Komponente der Akkommodation eine Rolle. In kleineren Prüfräumen ist der Wert für den Dark Focus of Accommodation höher als in größeren Räumen (Rosenfield und Ciuffreda 1991).

Da die Akkommodationsruhelage wie bereits beschrieben ausschließlich bei einer vollständigen Abstinenz von Akkommodations- und Fixationsreizen eintreten kann, ist ihre Bedeutung für praktische Sehsituationen wie das Autofahren in dunklen Lichtbedingungen fraglich.

3.4.2.3 Sphärische Aberration

Die sphärische Aberration ist ein Abbildungsfehler, der hauptsächlich bei großen Pupillen auftritt und somit besondere Relevanz für das Sehen in Dämmerung und Nacht haben kann. Dabei werden achsferne und achснаhe Strahlen unterschiedlich stark gebrochen und treffen sich nicht mehr in einem Brennpunkt (Abb. 15). Da das optische System des Auges ein sammelndes System ist, werden achsferne Strahlen in der Regel stärker gebrochen als achснаhe Strahlen (positive sphärische Aberration). Durch den stärkeren Einfluss der achsfernen Strahlen in Dämmerung und Nacht können diese bei positiver sphärischer Aberration eine Verschiebung des Refraktionsstatus in Richtung Kurzsichtigkeit induzieren (Charman 1996). In photopischen Bedingungen sorgt der sogenannte Stiles-Crawford Effekt 1. Art dafür, dass zentrale Strahlen im Vergleich zu Randstrahlen in der visuellen Verarbeitung eine höhere „Priorität“ genießen. Das Licht wird, wenn es zentral einfällt, mit einem höheren Helligkeitsempfinden, also mit einer höheren Effizienz wahrgenommen. Dieser Effekt vermindert einen verstärkten Einfluss von Randstrahlen. Ursache ist die Ausrichtung und Anordnung der Photorezeptoren (Lang und Lang 2015). Während der Stiles-Crawford Effekt in photopischen Bedingungen die Randstrahlen unterdrückt, ist der Effekt in skotopischen Bedingungen nahezu nicht präsent (van Loo und Enoch 1975; Bradley et al. 2014). Das heißt, die durch sphärische Aberration veränderten Randstrahlen haben keine wesentlich geringere Bedeutung im Rahmen der visuellen Wahrnehmung in skotopischen Bedingungen. Wie der Einfluss in mesopischen Lichtverhältnissen ist, ist unklar.

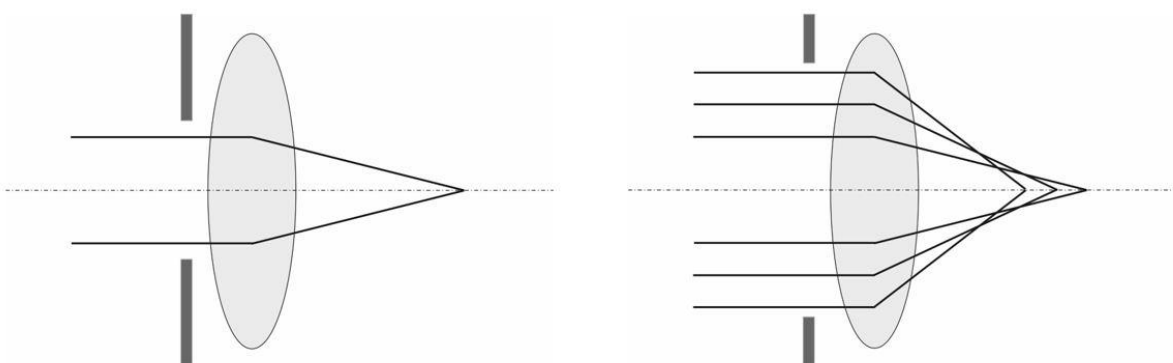


Abb. 15: Sphärische Aberration: Bei größerer Pupille (rechts) wirkt sich die sphärische Aberration stärker aus als bei kleinen Pupillendurchmessern (links). Achsferne und achснаhe Strahlen werden bei der sphärischen Aberration unterschiedlich stark gebrochen und treffen sich nicht mehr in einem Brennpunkt.

Im Gegensatz zur chromatischen Aberration und der Akkommodationsruhelage tritt die sphärische Aberration auch in mesopischen Lichtverhältnissen auf, da sich der Pupillendurchmesser bereits in der Dämmerung vergrößert. Dabei entstehen Refraktionsänderungen von etwa 0,1 bis 0,5 dpt (Otero et al. 1948; Wald und Griffin 1947). Für sehr dunkle Lichtbedingungen und folglich für eine Nachtmyopie scheint der Einfluss der sphärischen Aberration eher gering zu sein (Wald und Griffin 1947; Koomen et al. 1951; Epstein 1982; Artal et al. 2012).

In der in Abschnitt 3.4.2.2 dargestellten Studie von Chirre et al. (2016) wurden aus den Ergebnissen einer Form der Freisicht-Aberrometrie verschiedene Formeln zur Berechnung der Refraktionsänderung in Abhängigkeit von der Leuchtdichte herangezogen. Durch die verschiedenen Berechnungsformeln konnte gezielt der Einfluss der sphärischen Aberration untersucht werden. Die Studiengruppe kam dabei zu dem Schluss, dass die sphärische Aberration keine große Rolle für die Nachtmyopie spielt, da sich die Refraktionswerte kaum veränderten, je nachdem ob die sphärische Aberration für die Berechnung berücksichtigt wurde oder nicht.

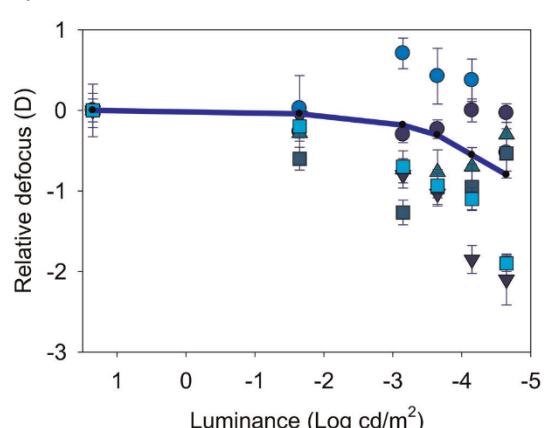
Eine interessante Theorie zur Messung der sphärischen Aberration ist die sogenannte Duplex-Theorie der Fundusreflexion. Diese wird in Abschnitt 3.5.1.3 beschrieben. Danach kann, je nach Berechnungsgrundlage, die sphärische Aberration bei der aberrometrischen Messung überschätzt werden (Martin et al. 2011).

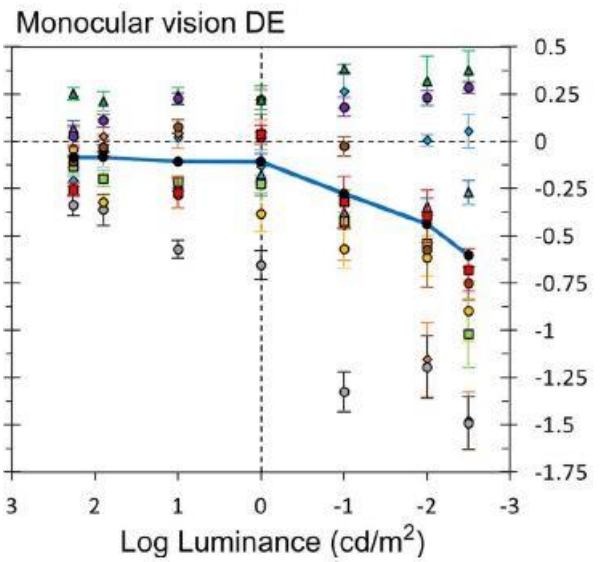
3.4.3 Beträge der Dämmerungs- und Nachtmyopie

In folgender Tab. 2 werden Forschungsergebnisse zum Betrag der Dämmerungs- und Nachtmyopie zusammengefasst.

Tab. 2: Publikationen und deren Ergebnisse zum Thema Dämmerungs- und Nachtmyopie.

Autor Jahr	Methode	n	Ergebnisse
Leibowitz und Owens, 1975b	Mehrere objektive Untersuchungen zur Akkommodationsruhelage bei unterschiedlichen Lichtverhältnissen bei 59 Probanden im Alter von 18 bis 24 Jahren.	59	Die Akkommodationsruhelage liegt bei niedriger Leuchtdichte zwischen 0,37 und 2,89 dpt.
Leibowitz und Owens, 1978	keine Angabe	220	Beträge zwischen +0,4 und -4,0 dpt. Zu ähnlichen Ergebnissen kam die gleiche Forschungsgruppe auch in einer anderen Studie mit 124 Probanden.
Richards, 1978	Sphärische Gläser zwischen -0,25 dpt und -1,5 dpt wurden vorgehalten, um zu prüfen, ob eine Verbesserung der Sehleistung möglich ist. Der Kontrast der Sehzeichen betrug 11 bis 35 %.	175	Nahezu alle Probanden nahmen eine subjektive Verbesserung beim Vorhalten von -0,25 dpt wahr. Jedoch war nur bei den wenigsten Probanden eine Visusverbesserung zu verzeichnen. Eine höhere Minuswirkung geht nicht grundsätzlich mit einer Erhöhung der Sehleistung einher. In ca. 90 % führt dies zu einer Verschlechterung der Sehqualität. Die Refraktion sollte unter den Lichtbedingungen durchgeführt werden, für die die Korrektur verwendet wird. In 10 % der Fälle wurde eine Visusverbesserung durch mehr Minus erzielt. Es existiert kein Zusammenhang zwischen Alter und Nachtmyopie.
Epstein et al., 1981	Bestimmung der objektiven Refraktion unter photopischen (120 cd/m ²), mesopischen (0,15 cd/m ²) und skotopischen (0,001 cd/m ²) Bedingungen.	163	Die Änderung des Refraktionsstatus unter skotopischen Bedingungen (Nachtmyopie) beträgt -1,01 dpt (+0,5 bis -5,1 dpt), während die Änderung unter mesopischen Bedingungen (Dämmerungsmyopie) nur -0,35 dpt (+1 bis -3,2 dpt) beträgt.
Epstein, 1982	Objektive Messung der Nacht- und Dämmerungsmyopie mit einem Laser-Optometer. Drei verschiedene Leuchtdichten (120 cd/m ² und 0,15 cd/m ² sowie 0,001 cd/m ²).	2	Beide Probanden hatten jeweils ein aphakes und ein gesundes Auge. Beim aphaken Auge konnte nahezu keine Nachtmyopie festgestellt werden, während beim gesunden Auge eine Nachtmyopie von ca. 1 dpt zu messen war. In der Dämmerung ist die Verschiebung des Refraktionsstatus weniger stark ausgeprägt als bei vollständiger Dunkelheit.
Fejer, 1995	Während des Autofahrens unter realen Bedingungen	61	27 Probanden brachen die Studie ab oder konnten keine Verbesserung mit den Gläsern feststellen.

	wurden Minusgläser (-0,25 bis -1,50 dpt), mehrschichtig entspiegelte Gläser sowie gelb und hellbraun getönte Gläser auf Minimierung der Beschwerden beim nächtlichen Autofahren getestet.		<p>Von den 34 verbleibenden Probanden hatten 9 (26 %) eine geringe Nachtmyopie kleiner -0,5 dpt. Bei den anderen 25 Probanden konnte eine Nachtmyopie von mindestens -0,5 dpt festgestellt werden.</p> <p>Etwa 2/3 aller Probanden mit Sehproblemen bei Nacht konnten von einer höheren Minuswirkung oder getönten bzw. entspiegelten Gläsern profitieren.</p>
Zrenner, 2001	Untersuchung durch Ophthalmologen. Keine Angabe zu den Prüfbedingungen.	2300	14 % der Probanden weisen eine Nachtmyopie von etwa -0,5 dpt auf und 11 % eine Nachtmyopie von mehr als -0,5 dpt bis maximal -2 dpt.
Cohen et al., 2007	Untersuchung von Berufskraftfahrern (Alter 19 bis 24 Jahre) mit einem Autorefraktometer unter photopischen (100 cd/m ²) und unter skotopischen Bedingungen gemessen. Dabei wurde für die Messung in völliger Dunkelheit das Fixationsobjekt ausgeschaltet.	136	<p>Die mittlere sphärische Refraktion änderte sich von $+0,10 \pm 0,985$ dpt im Hellen zu $-0,17 \pm 0,03$ dpt im Dunkeln. Die Refraktionsdifferenz schwankte zwischen 0 dpt und -3,5 dpt.</p> <p>In 25 % der Probanden änderte sich die Refraktion in beiden Augen um mindestens -0,75 dpt ($-1,2 \pm 0,42$ dpt). Diese Gruppe war häufiger in Verkehrsunfälle verwickelt als Probanden mit einer Nachtmyopie von weniger als 0,75 dpt.</p>
Artal et al., 2012	Probanden (Alter 24 bis 49) wurden mit einem adaptiv optischen Instrument mit integriertem <i>Shack-Hartmann-Sensor</i> gemessen. Ziel war die Feststellung von Betrag und Ursache(n) der Nachtmyopie bei sechs verschiedenen Leuchtdichten (skotopische, mesopische und photopische Bedingungen).	8	<p>Es existieren große intersubjektive Differenzen und eine mittlere Verschiebung des Refraktionsstatus von $-0,81 \pm 0,8$ dpt (0 bis 2,1 dpt) in vollständiger Dunkelheit. Bei einer Leuchtdichte von 0,00022 cd/m² beträgt die Refraktionsänderung $-0,32 \pm 0,62$ dpt. Unter mesopischen Lichtbedingungen (0,02 cd/m²) ändert sich die Refraktion um $-0,02 \pm 0,82$ dpt.</p>  <p>Abb. 16: Refraktionsänderung in Abhängigkeit von der Leuchtdichte (Artal et al. 2012).</p>

Chirre et al., 2016	Messung des Dark Focus of Accommodation und der Höhe der Nachtmyopie mit einem Freisicht-Aberrometer	10	<p>Die Refraktion ändert sich hin Abhängigkeit von der Leuchtdichte. Allerdings gibt es dabei große interindividuelle Differenzen. Der Mittelwert liegt bei ca. -0,5 dpt. Allerdings gibt es im Einzelfall auch leichte Hyperopisierungen. Die Myopisierungen können -1 dpt im Einzelfall überschreiten.</p>  <p>Abb. 17: Monokulare Refraktionsänderung in dpt in Abhängigkeit von der Leuchtdichte (Chirre et al. 2016).</p> <p>Unter binokularen Bedingungen war die Refraktionsänderung um etwa 0,25 dpt geringer.</p>
Hessler et al., 2017	Aberrometrie und subjektive Dunkelrefraktion. Alter der Probanden 18 bis 40 Jahre	100	<p>Der Median der subjektiven Refraktionsänderung liegt bei -0,25 dpt. Die Astigmatismuskomponenten ändern sich nicht. Eine subjektive Myopisierung kann auch dann auftreten, wenn in der Aberrometrie mit größerem Pupillendurchmesser keine Myopisierung feststellbar war.</p> <p>Die physiologische Visusreduktion beträgt nach dem Übergang von photopischen zu mesopischen Bedingungen im Mittel 2 Visusstufen.</p> <p>Der reduzierte Visus konnte dabei durch eine für mesopische Lichtverhältnisse ausgelegte Korrektur nach subjektiver Dunkelrefraktion wieder um ein bis zwei Stufen gesteigert werden.</p> <p>In einem doppelblinden, randomisierten Trageversuch konnten mit der Dunkelbrille bei etwa 70 % der Probanden Sehkomfort und Sehschärfe subjektiv gesteigert werden, das Sicherheitsgefühl im nächtlichen Straßenverkehr erhöht und das Blendgefühl reduziert werden.</p>

Bei den in Tab. 2 dargestellten Ergebnissen kommt es teilweise zu erheblichen Differenzen bzgl. des Betrags der Nachtmyopie. So variieren die Werte zwischen einer leichten Hyperopie und einem Betrag von -4 dpt. Ein Grund für diese Abweichungen ist die Definition des Begriffs Nachtmyopie. Einige Publikationen setzen den Betrag des Dark Focus mit der Nachtmyopie gleich. Der Dark Focus ist jedoch eher mit dem Begriff Akkommodationsruhelage gleichzusetzen, welcher nur eine mögliche Teilursache der Nachtmyopie beschreibt. Die Messung erfolgt dabei ohne Fixations- und Akkommodationsreiz, während bei der Bestimmung der Dämmerungs- bzw. Nachtmyopie ein klarer Fixationsreiz vorhanden sein muss. Ein weiterer Grund sind uneinheitliche Messbedingungen, welche eine Vergleichbarkeit kaum möglich machen. Artal et al. (2012) nutzen einen Shack-Hartmann-Sensor, Epstein (1982) beispielsweise nutzt ein Laser Optometer, während Richards (1978) subjektiv misst.

Beim Vergleich der neueren Untersuchungen von Artal (2012), Chirre et al. (2016) und Hessler et al. (2017) fällt auf, dass die Beträge der Refraktionsänderung wesentlich geringer ausfallen als bei einigen früheren Studien. Mögliche Gründe hierfür sind die Verwendung neuerer Messsysteme (Aberrometrie) und die Darbietung eines Fixations- und Akkommodationsreizes bei der subjektiven Dunkelrefraktion. Bei einem Laser-Optometer handelt es sich um ein Einblickgerät, wobei der Einfluss der Gerätemyopie nicht zu vernachlässigen ist. Auch Charman (1996) ist der Ansicht, dass Messungen mit einem Laser-Optometer die Nachtmyopie überschätzen.

In folgender Tab. 3 sollen die wesentlichen Erkenntnisse aus bisherigen Studien zur Refraktionsänderung in Dämmerung und Nacht zusammengefasst werden. Dabei geht aus den bisherigen Erkenntnissen klar hervor, dass eine Trennung zwischen Dämmerungs- und Nachtmyopie erforderlich ist.

Tab. 3: Zusammenfassung zu den Einflüssen und Ursachen für Refraktionsänderungen für mesopische und skotopische Lichtverhältnisse.

Einfluss	Mesopische Lichtverhältnisse	Skotopische Lichtverhältnisse
Fixations- und Akkommodationsreiz	vorhanden	nicht vorhanden
Akkommodationsruhelage	Verhalten der Akkommodation unklar, aber durch das Vorhandensein des Fixations- und Akkommodationsreiz als gering einzustufen	Einstellung des Dark Focus of Accommodation
Chromatische Aberration und Purkinje-Verschiebung	Kein Einfluss bei Leuchtdichten größer 0,1 cd/m ²	Einfluss möglich
Sphärische Aberration	Einfluss möglich	Einfluss möglich
Ergebnis	Dämmerungsmyopie mit Beträgen kleiner 1 dpt	Nachtmyopie Beträge über 1 dpt möglich

3.5 Optometrische Prüfverfahren zur Messung von Refraktionsänderungen in Dämmerung und Nacht

Sehprobleme in Dämmerung und Nacht sind häufig genannte Beschwerden bei der Anamnese in der augenoptischen/optometrischen Praxis. In diesem Zusammenhang stellten Wood et al. (2014) fest, dass eine reduzierte Sehschärfe v.a. in der Nacht zu einer verminderten Leistungsfähigkeit beim Autofahren führt. So stellt sich die Frage, welche Möglichkeiten die Augenoptik/Optometrie hat, um die Leistungsfähigkeit des visuellen Systems für dunkle Lichtbedingungen zu prüfen und ggf. zu verbessern.

3.5.1 Aberrometrie

Seit knapp 15 Jahren steht der Augenoptik/Optometrie mit der Aberrometrie eine Messmethodik zur Verfügung, welche die Refraktion für verschiedene Pupillendurchmesser objektiv bestimmen bzw. berechnen kann. Grundlage dafür ist die sogenannte Wellenfront-Technologie (Abb. 18). Aberrationen werden dabei als Abweichungen der realen Wellenfront von ihrem idealen Verlauf verstanden.

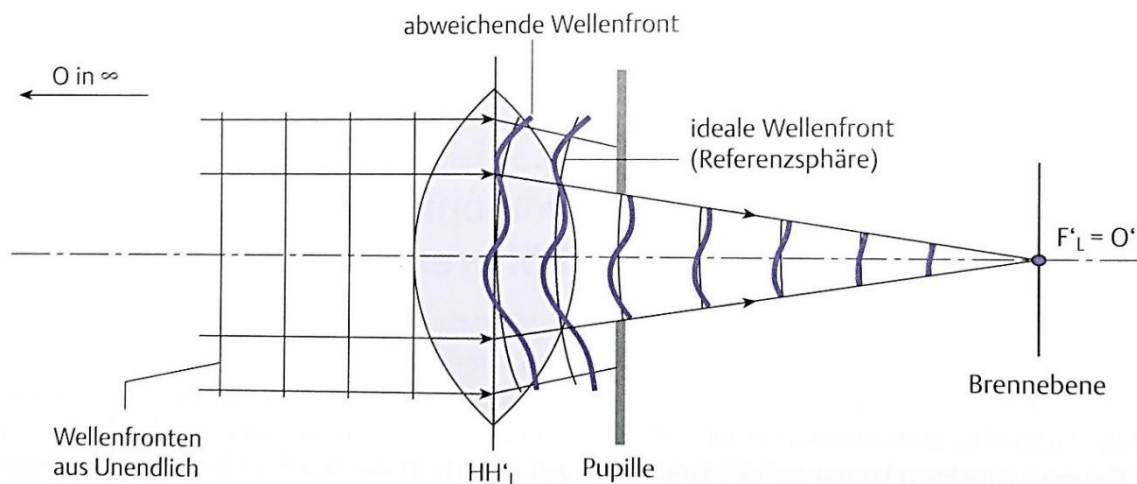


Abb. 18: Ideale und Reale Wellenfronten im menschlichen Auge (Dietze 2015). Befindet sich das Objekt im Unendlichen, treffen ebene Wellenfronten auf das Auge, aus denen bei einem fehlerfreien optischen System ideale Kugelwellen, bzw. ebene Wellenfronten entstehen würden. In jedem natürlichen optischen System, also auch im menschlichen Auge, sind diese Wellenfronten jedoch mehr oder weniger deformiert.

3.5.1.1 Grundlagen zur Funktionsweise eines Aberrometers

Die Höhe der Aberrationen wird mittels Wellfrontsensoren gemessen, wie z.B. dem Shack-Hartmann-Sensor. Das Funktionsprinzip wird in folgender Abb. 19 erläutert.

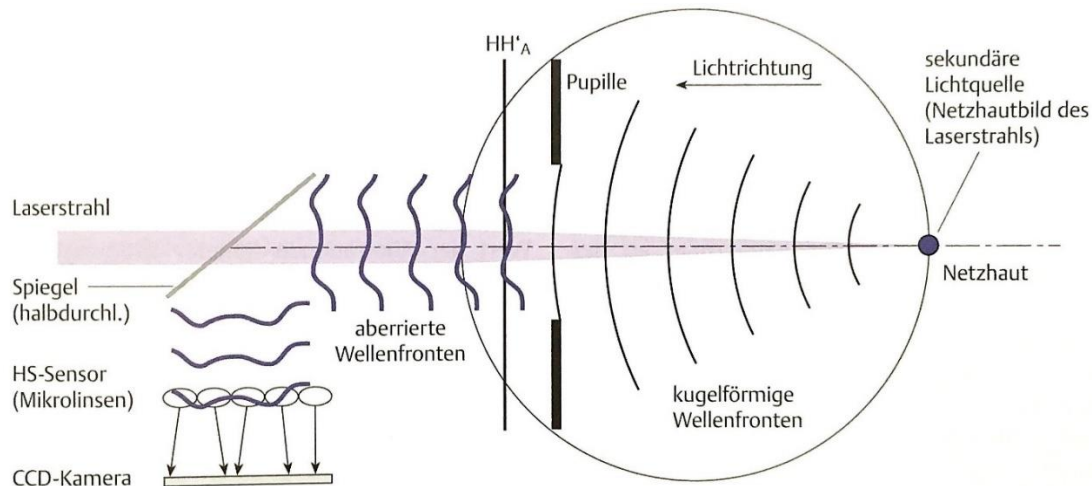


Abb. 19: Funktionsweise eines Shack-Hartmann-Sensors (Dietze 2015). Hierbei wird mithilfe eines dünnen Laserstrahls ein Lichtpunkt auf die Netzhaut fokussiert, der als sekundäre Lichtquelle dient. Ausgehend von diesem Lichtpunkt breiten sich Kugelwellen aus, die von den Medien des Auges deformiert werden. Über einen halbtransparenten Spiegel gelangen die Wellenfronten auf ein Linsenarray, das aus einem Gitter mit vielen kleinen Linsen besteht. Hinter jeder dieser Linse entsteht ein Lichtpunkt auf einem CCD-Sensor. Je nach Stärke der Deformation der Wellenfront verschieben sich die Lichtpunkte auf dem CCD-Sensor. Aus den Koordinaten der einzelnen Bildpunkte errechnet eine Software dann das Ausmaß der Aberrationen.

3.5.1.2 Zernike-Polynome

Es gibt unterschiedliche Möglichkeiten zur Beschreibung der Wellenfrontfehler. In der Augenoptik/Optometrie werden dazu meistens die sogenannten Zernike-Polynome verwendet. Dabei handelt es sich um orthogonale Komponenten, aus denen die Gesamtaberration (Wellenfrontfehler) zusammengesetzt ist. Die Merkmale der einzelnen Zernike-Polynome werden durch einen hoch- und einen tiefgestellten Index definiert. Dabei beschreibt der tiefgestellte Index n die radiale Ordnung (Zernike-Ordnung) und der hochgestellte Index bezeichnet die meridionale Frequenz, also die Anzahl der Schwingungen beim Umlauf um den Mittelpunkt. Jedem Term Z ist ein Koeffizient c mit den gleichen Indizes vorangestellt, der den Beitrag des jeweiligen Terms zur gesamten Wellenfrontaberration angibt. Der Wellenfrontfehler W ist eine Funktion der Polarkoordinaten ρ (Abstand vom

Pupillenzentrum) und θ (Winkel von der x-Achse gegen den Uhrzeigersinn) und wird in μm angegeben. W wird wie folgt berechnet:

$$W(\rho, \theta) = c_0^0 Z_0^0 + c_1^{-1} Z_1^{-1} + c_1^1 Z_1^1 + c_2^{-2} Z_2^{-2} + c_2^0 Z_2^0 + c_2^2 Z_2^2 + c_3^{-3} Z_3^{-3} + c_n^m Z_n^m + \dots \quad (I)$$

In folgender Abb. 20 werden die einzelnen Zernike-Polynome bis zur vierten Ordnung dargestellt. Diese werden bis zur zweiten Ordnung in Aberrationen niedriger Ordnung (LOA: Low Order Aberrations) und Aberrationen höherer Ordnung (HOA: High Order Aberrations) unterteilt. Aberrationen niedriger Ordnung machen dabei den größten Teil aller Aberrationen aus (Porter et al. 2001).

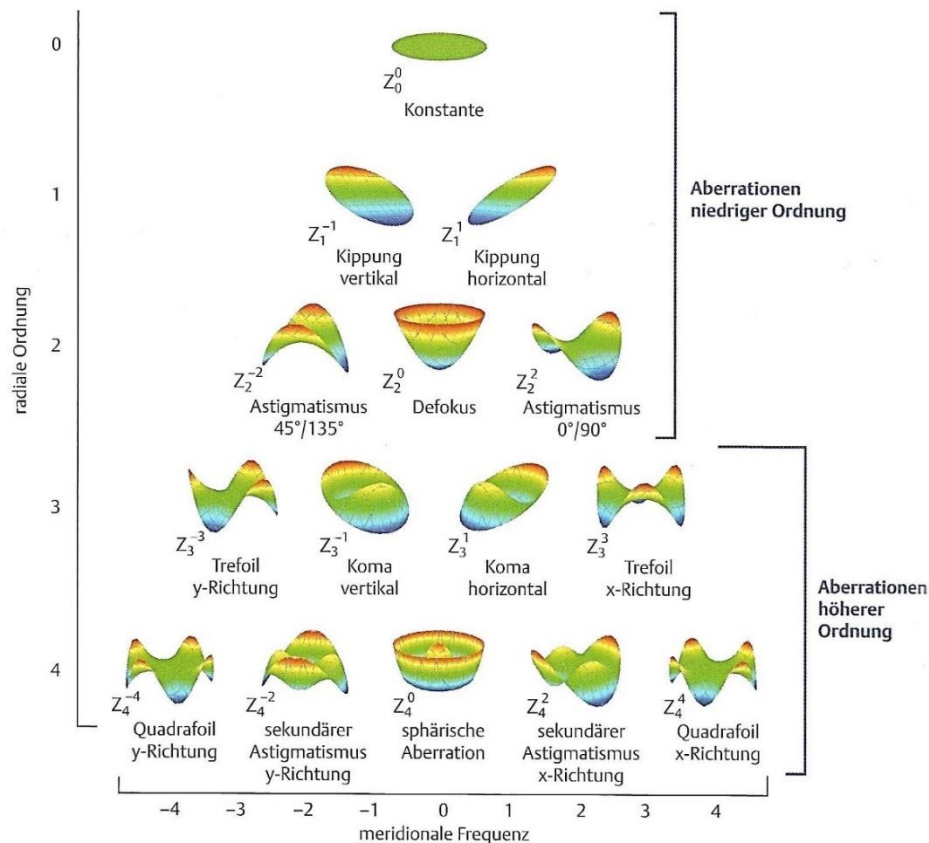


Abb. 20: Zernike-Pyramide mit den Aberrationen bis zur vierten Ordnung (Dietze 2015).

Bei den Aberrationen höherer Ordnung spielen für die Abbildungsqualität des Auges aufgrund des vermehrten Auftretens vor allem die sphärische Aberration, der Trefoil und die Koma eine Rolle (Salmon und van de Pol 2006; Hartwig und Atchison 2012). Mit zunehmender Ordnungszahl nimmt der Einfluss auf die Sehqualität ab (Thibos et al. 2002). Auch die sphärozyklindrische Kombination lässt sich aus den Zernike-Polynomen der radialen Ordnung 2 bestimmen.

Neben der Betrachtung der einzelnen Polynome, gibt es auch noch weitere Möglichkeiten, um die Aberrationen zu bewerten. Ein zusammenfassender Wert ist der RMS-Wert (Root Mean Square), der den mittleren quadratischen Wellenfrontfehler und somit die Abweichung aller Zernike-Koeffizienten von der idealen Wellenfront beschreibt. Der RMS-Wert kann sowohl für alle Aberrationen (Gesamt RMS) oder nur für alle Fehler höherer Ordnung (RMS HOA) berechnet werden. Für eine beliebige Zahl an Zernike-Koeffizienten wird der RMS-Wert wie folgt berechnet:

$$RMS = \sqrt{\sum (c_n^m)^2} \quad (II)$$

Die Vorteile des RMS-Werts liegen in der einfachen Beurteilung und in der Flexibilität bzgl. der Integration von Fehlern niedriger und höherer Ordnung. Jedoch bewertet der RMS-Wert weder unterschiedliche Einflüsse einzelner Aberrationen auf die optische Wirkung, noch Interaktionseffekte (Bühren und Kohnen 2007). Eine Koma führt beispielsweise zu einer stärkeren Visusverschlechterung als ein gleich großer Trefoil (Applegate et al. 2003). Dies zeigt, dass der RMS-Wert keine starke Aussagekraft für die subjektive Wahrnehmung hat.

3.5.1.3 Berechnung von sphärozyklindrischen Kombinationen aus Aberrationen

Bereits im Jahr 2004 waren über 30 Metriken bekannt, mit welchen sphärozyklindrische Kombinationen aus aberrometrischen Daten berechnet werden können (Thibos et al. 2004). Nahezu alle Berechnungen zeigten vor allem im Bereich des Astigmatismus mit der subjektiven Refraktion vergleichbare Werte ($\pm 1/8$ dpt). Auch im Bereich des sphärischen Äquivalents zeigten viele Methoden eine geringe Abweichung von kleiner 0,5 dpt (Thibos et al. 2004). Diese liegen im Bereich der zu erwartenden Schwankungen bei der subjektiven Refraktionsbestimmung (Grein et al. 2014).

Martin et al. (2011) nennen einige Faktoren, welche für eine fehlerfreie Berechnung des Refraktionsstatus aus Aberrometrieergebnissen berücksichtigt werden sollten:

1. Aberrometer verwenden an der Netzhaut reflektiertes Licht (sekundäre Lichtquelle) statt Licht, welches durch die Photorezeptoren aufgenommen wurde (primäre Lichtquelle).
2. Wellenfrontmessungen basieren auf monochromatischem Licht. Die subjektive Refraktionsbestimmung, der Goldstandard für die Bestimmung des Refraktionsstatus, wird üblicherweise in polychromatischem Licht durchgeführt.
3. Je nach verwendeter Wellenlänge ist eine Korrektur des Refraktionsstatus vorzunehmen.
4. Die axiale Lokalisation des reflektierten Lichts könnte in Abhängigkeit der verwendeten Wellenlänge variieren.
5. Die Pupillengrößen für objektive und subjektive Refraktion müssen übereinstimmen. Der Stiles-Crawford Effekt muss bei der Gewichtung objektiver Werte berücksichtigt werden.
6. Verfälschung des Refraktionsstatus durch Instrumentenmyopie.
7. Wellenfrontmessungen werden üblicherweise auf die Eintrittspupille des Auges bezogen. Bei subjektiven Refraktionen ist die Bezugsebene entweder die Hornhaut, die Ebene der Brille oder z.B. die Ebene der Messgläser im Phoropter.
8. Die subjektive Refraktion kann auch bei einer fehlerfreien objektiven Messmethodik fehlerbehaftet sein.

Zur Bestimmung der objektiven Refraktionswerte können zwei Strategien verwendet werden:

Die erste Strategie bezieht sich auf das sphärische Äquivalent, welches die okuläre Wellenfront am besten repräsentiert (*engl.*: best fitting equivalent sphere). Dazu können wiederum zwei verschiedene Kriterien genutzt werden: Die Zernike- und die Seidel-Refraktion. Zunächst sei die Zernike-Refraktion genannt, welche den Wert für die kleinstmögliche Abweichung des RMS-Werts zwischen der okulären Wellenfront und dem angepassten sphärischen Äquivalent darstellt. Dies wird über folgende Formel berechnet, welche den Koeffizienten des Defokuswerts (C_2^0) und den Pupillenradius r_P einbezieht (Thibos et al. 2004):

$$M = \frac{-C_2^0 4\sqrt{3}}{r_p^2} \quad (\text{III})$$

Die Minimierung erfolgt dabei für die ganze Pupillenfläche (Jaskulski et al. 2017). Dieser Wert wird umso myoper, je höher die sphärische Aberration ist (Benard et al. 2011). Für die Astigmatismuskomponenten gilt entsprechend:

$$J_0 = \frac{-C_2^2 2\sqrt{6}}{r_p^2} \quad (\text{IV})$$

$$J_{45} = \frac{-C_2^{-2} 2\sqrt{6}}{r_p^2} \quad (\text{V})$$

Alternativ kann die Seidel-Refraktion genutzt werden. Dabei erfolgt eine Anpassung der meridional gemittelten paraxialen Krümmung der okulären Wellenfront an die best fitting equivalent sphere. Eine Seidel-Refraktion bezieht sich verstärkt auf paraxiale Strahlen. Liegen keine Aberrationen höherer Ordnung vor, sind die Ergebnisse für Zernike- und Seidel-Refraktion identisch (Martin et al. 2011). Zur Berechnung der Seidel-Refraktion fließen auch Aberrationen höherer Ordnung ein. In der Regel fließen Aberrationen bis zur sechsten Ordnung ein. Aber auch darüber hinaus ist eine Berücksichtigung möglich (Thibos et al. 2004):

$$M = \frac{-C_2^0 4\sqrt{3} + C_4^0 12\sqrt{5} - C_6^0 24\sqrt{7}}{r_p^2} \quad (\text{VI})$$

$$J_0 = \frac{-C_2^2 2\sqrt{6} + C_4^2 6\sqrt{10} - C_6^2 12\sqrt{14}}{r_p^2} \quad (\text{VII})$$

$$J_{45} = \frac{-C_2^{-2} 2\sqrt{6} + C_4^{-2} 6\sqrt{10} - C_6^{-2} 12\sqrt{14}}{r_p^2} \quad (\text{VIII})$$

Nach Thibos et al. (2004) liegen die Werte der subjektiven Refraktion in der Regel zwischen den Berechnungen von Seidel und Zernike.

Die zweite Strategie, welche zur Bestimmung der optimalen Korrektur herangezogen werden kann, basiert auf dem Versuch der Optimierung der retinalen Bildqualität (Martin et al. 2011). Dies kann z.B. auf Basis der Point-Spread-Function geschehen (siehe 3.6.1).

Eine interessante Hypothese stellen Gao et al. (2009) auf. Diese wird in der Arbeit von Martin et al. (2011) nochmals aufgegriffen und diskutiert: Die sogenannte Duplex-Theorie der Fundusreflexion, wonach der Fundus als ein Reflektor mit verschiedenen Ebenen betrachtet wird, welche verschiedene Richtungseigenschaften aufweisen. Licht, welches auf die inneren und äußeren Segmente der Zapfen trifft, wird direkt in Richtung Pupillenmitte reflektiert. Licht, das in der Nähe der Pupillenränder die Pupille verlässt, wird von Reflexionen des retinalen Pigmentepithels dominiert. Diese Netzhautschicht liegt ca. 75 μm tiefer als die Zapfensegmente. Schätzungen zur Folge, könnte diese Differenz zu einer Überschätzung der Myopisierung an den Pupillenrändern führen. Zu beachten ist, dass diese Daten aus einer Studie stammen, in welcher mit einer infrarotnahen Wellenlänge (788 nm) gearbeitet wurde. Daten für sichtbares Licht existieren nicht. Im Rahmen dieser Duplex-Theorie hätte das Licht, welches durch die Pupillenränder gelangt, eine höhere Wegstrecke zurückgelegt. Im Aberrometer würde dies als positive sphärische Aberration messbar sein. Diese eigentlich nicht vorhandene positive sphärische Aberration kann dann zu einer Überschätzung der Myopie v.a. bei großen Pupillen führen.

Problematisch für die Analyse wissenschaftlicher Daten ist die Tatsache, dass die vom Hersteller angewandten Berechnungsgrundlagen und möglichen Fehlerkorrekturen nicht bekannt sind.

3.5.1.4 Einflussfaktoren auf Aberrationen höherer Ordnung

Da die Aberrationen höherer Ordnung sehr stark vom Pupillendurchmesser beeinflusst werden, ist die Größe der Pupille der wichtigste Einflussfaktor. Salmon und van de Pol (2006) stellen bei einer Erweiterung der Pupille von 3 auf 5 mm einen um den Faktor 4 höheren RMS-Wert fest. Weiterhin hat der Akkommodationsstatus einen Einfluss auf die sphärische Aberration. Mit zunehmender Akkommodation verändert sich die sphärische Aberration hin zu negativen Werten (Ninomiya et al. 2002). Außerdem wirken sich funktionelle und strukturelle Veränderungen des Auges auf dessen Aberrationen aus, z.B. Trübungen der optischen Medien, Pterygium oder Tränenfilmveränderungen (Bühren und Kohnen 2007). Allerdings können aufgrund der Steuerung der Pupillenreaktion durch das vegetative Nervensystem viele kaum greifbare Einflussfaktoren eine Rolle für die Höhe der Aberrationen spielen.

3.5.1.5 Vor- und Nachteile der Aberrometrie

Ein Vorteil dieses Messprinzips ist die Darstellung der objektiven Refraktionswerte in Abhängigkeit von der Pupillengröße. Somit können durch Variation des Analysedurchmessers, Änderungen der Fehlsichtigkeiten und der Aberrationen höherer Ordnung bei unterschiedlichen Pupillendurchmessern veranschaulicht werden. Diese Analyse kann dann Hinweise auf Sehprobleme in Dämmerung und Nacht geben. Ein Nachteil der Aberrometrie ist, dass die Angaben für Refraktionsänderungen in Abhängigkeit vom Pupillendurchmesser je nach verwendetem Messsystem und je nach Software errechnet sind. Für die Berechnungen werden herstellerabhängig unterschiedliche Algorithmen verwendet, welche Aberrationen mit unterschiedlicher Gewichtung einfließen lassen. Dies gilt auch für die Bestimmung der sphärozyklindrischen Kombinationen. In einigen Softwareversionen (z.B. i.Profiler Plus der Carl Zeiss Vision GmbH) wird die Aberrationsmessung lediglich für den maximalen Pupillendurchmesser durchgeführt und anschließend auf Standardpupillendurchmesser von 3 bzw. 5 mm errechnet. In Abb. 21 ist eine Beispieldarstellung für ein Refraktionsergebnis einer aberrometrischen Messung mit dem i.Profiler Plus dargestellt.

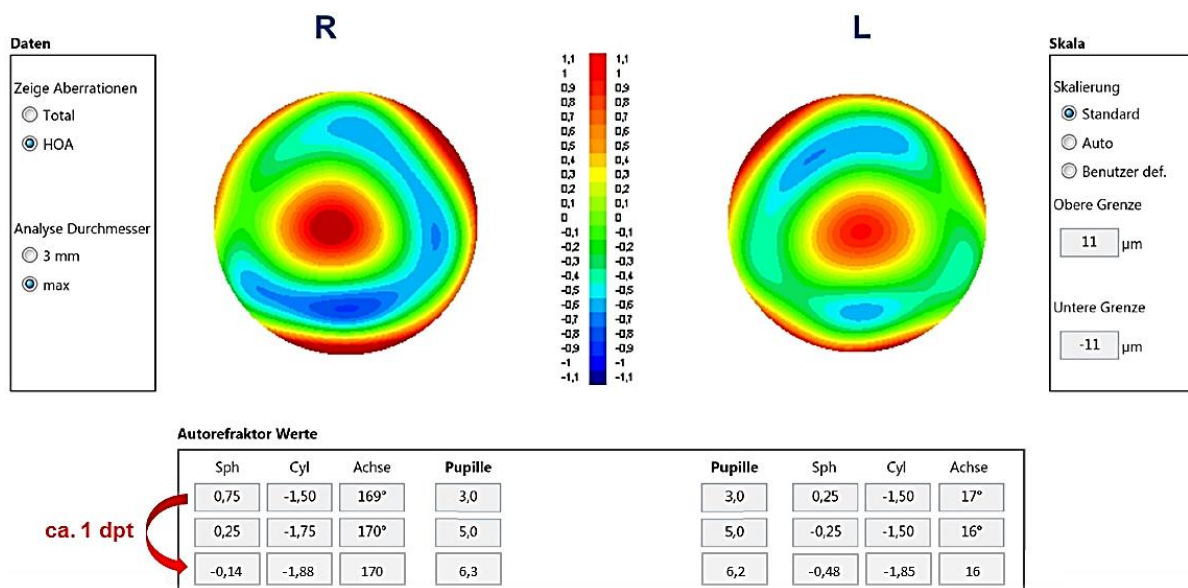


Abb. 21: Refraktionsergebnis einer aberrometrischen Messung mit dem i.Profiler Plus der Carl Zeiss Vision GmbH. Hierbei wurde die sphärozyklindrische Kombination nur bei einem Pupillendurchmesser von rechts 6,3 bzw. links 6,2 mm gemessen. Daraus errechnet die Software für eine kleinere Pupille von 3 mm eine Refraktionsänderung von knapp 1 dpt.

Andere Softwareversionen (z.B. DNEye-Scanner der Rodenstock GmbH) messen die Aberrationen für Tag- und Nachtpupille durch Variation der Beleuchtung am Gerät direkt. Dies führt zu realistischeren Prüfbedingungen. Ein weiterer Vorteil ist die zusätzliche Information, welche das Aberrometer z.B. über einen reduzierten Visus aufgrund von erhöhten Aberrationen höherer Ordnung gibt. Aus diesen Daten können Informationen über die physiologische bzw. pathologische Beschaffenheit der brechenden Medien gezogen werden. Ein weiterer Nachteil der Aberrometrie ist in der häufig vorkommenden Diskrepanz zwischen objektiver Messung und subjektiver Wahrnehmung zu sehen.

3.5.2 Messung von Visus und Kontrastempfindlichkeit

3.5.2.1 Visusbestimmung

Die Sehschärfe (Visus) ist der wichtigste Wert zur Beschreibung der Sehqualität des visuellen Systems. Der Visus ist der Schwellenwert der Fähigkeit, feine Details eines Objekts wahrzunehmen. Er ist der Kehrwert der in Winkelminuten gemessenen angularen Sehschärfe, welche den kleinsten Winkel beschreibt, unter dem zwei Objektpunkte gerade noch getrennt wahrgenommen werden. Das Normsehzeichen zur Visusbestimmung ist der Landoltring (Abb. 22). Vorteile des Landoltrings sind z.B. die eindeutige Konstruktionsschrift oder die starke Ansprache des Auflösungsvermögens (Lücke) und nicht des Formsinns (durch die runde Form). Er kann in 8 verschiedenen Richtungen dargeboten werden. Die Ratewahrscheinlichkeit liegt somit bei 12,5 %. Die Größe des Landoltrings ändert sich aufgrund der Konstruktionsvorschrift mit zunehmender Sehanforderung und der damit einhergehenden Verkleinerung der Lückenbreite d .

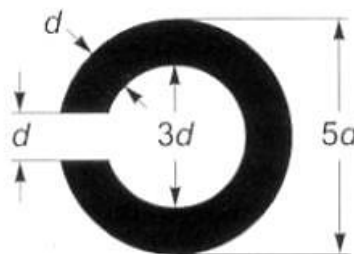


Abb. 22: Aufbau des Landoltrings (Diepes 2004).

In der augenoptisch/optometrischen Praxis werden zur Visusprüfung während der Refraktions- und Korrektionsbestimmung weitgehend an den Landoltring angeschlossene Buchstaben verwendet. Die Visusprüfung wird durch die DIN EN ISO 8596, (2018) geregelt. Demnach gelten für photopische Lichtverhältnisse die in Tab. 4 zusammengefassten Werte.

Tab. 4: Inhalte der Norm zur Sehschärfestimmung DIN EN ISO 8596:2018.

Betrachtete Größe	Wertangaben
Leuchtdichte Prüffeld	80 bis 320 cd/m ²
Leuchtdichte Umgebung innerhalb Winkelbereich mit Durchmesser von 10 °	10 bis 25 % der Leuchtdichte des Prüffeldes
außerhalb Winkelbereich mit Durchmesser von 10 °	1 bis 25 % der Leuchtdichte des Prüffeldes
Kontrast Normsehzeichen	Leuchtdichte Sehzeichen höchstens 15 % der Leuchtdichte des Prüffeldes
Farbtemperatur	2500 bis 7000 Kelvin

Während es in der DIN keine Empfehlungen für die Visusbestimmung in mesopischen Lichtverhältnissen gibt, definieren die Arbeitsrichtlinien für Augenoptik und Optometrie (ZVA 2013) die Lichtverhältnisse bei der Refraktions- und Korrektionsbestimmung relativ allgemein: „Der optometrische Prüfraum muss abdunkelbar sein, er muss bei künstlicher Beleuchtung tageslichtähnliche Beleuchtung aufweisen“. Die Vorgaben ermöglichen dem Prüfer hohe Freiheitsgrade bezüglich der Leuchtdichte im Refraktionsraum. Dies stellt die Grundlage für eine tageszeitabhängige Refraktions- und Korrektionsbestimmung dar. Die in der DIN genannten Leuchtdichten von über 80 cd/m² sind klar im photopischen Bereich anzusiedeln und somit für die Prüfung des Dämmerungssehens ungeeignet. Ferner sind die meisten Sehzeichendisplays auf LCD-Basis konstruiert und erlauben keine Variation der Displayhelligkeit für eine beleuchtungsangepasste Visusbestimmung. Klare Kriterien für eine Sehschärfenbestimmung in mesopischen Bedingungen sollten definiert werden. Einige Möglichkeiten zur Visus- bzw. Refraktions- und Korrektionsbestimmung im dunklen Raum werden in Abschnitt 3.5.3 beschrieben.

3.5.2.2 Bestimmung der Kontrastempfindlichkeit

Da eine dunkler werdende Umfeldleuchtdichte in der Regel mit einer Kontrastverringern einher geht (s. 3.2.5), ist eine detaillierte Untersuchung des Dämmerungssehens über die Bestimmung der Kontrastschwelle möglich. Diese bezeichnet den kleinstmöglichen erkennbaren Kontrast für örtliche Leuchtdichteunterschiede.

Eine einfache Möglichkeit zur Bestimmung der Kontrastschwelle bieten Optotypen unterschiedlicher Leuchtdichte auf einem homogenen Hintergrund. Hierfür wird dann jeweils der WEBER-Kontrast K_W ausgerechnet. Dieser wird über folgende Formel definiert, wobei L_H die Leuchtdichte des Hintergrunds und L_O die Leuchtdichte der Optotypen darstellt:

$$K_W = \frac{L_H - L_O}{L_H} \quad (IX)$$

Darüber hinaus bieten sich Gittermuster an. Der Prüfreiz besteht dabei aus hellen und dunklen Linien, deren Leuchtdichte in gleichmäßigen Intervallen zu- und abnimmt. Diese Prüfmuster werden als Sinusgitter bezeichnet, wobei diese sowohl im Abstand der Linien (Ortsfrequenz) als auch im Kontrast variieren. Die Ortsfrequenz gibt dabei an, wie viele Perioden in ein Grad Sehwinkel passen. Bei einem solchen Sinusgitter kann dann über folgende Formel der sogenannte Michelson-Kontrast ermittelt werden:

$$K_M = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}} \quad (X)$$

Dabei beschreibt L_{max} die höchste Leuchtdichte und L_{min} die niedrigste Leuchtdichte eines Sinusmusters. Ein Vorteil des Sinusmusters ist die Konstanz des Leuchtdichteprofiles, da sich lediglich Kontrast und Ortsfrequenz verändern. K_W und K_M können Werte zwischen 0 und 1 annehmen, wobei 1,0 den höchstmöglichen Kontrast von 100 % darstellt. Für die Kontrastschwelle gilt für beide Formeln, dass diese den kleinstmöglichen erkennbaren Kontrast beschreibt.

Zur Darstellung des Kontrastsehvermögens hat sich weitgehend die Kontrastempfindlichkeitsfunktion (Abb. 23) durchgesetzt. Diese zeigt die Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz auf, wobei die Kontrastempfindlichkeit als Kehrwert der Kontrastschwelle definiert ist. Die Kontrastempfindlichkeit ist ein Maß für die Fähigkeit, Helligkeitsunterschiede wahrnehmen zu können. In wissenschaftlichen Arbeiten sollte die logarithmierte Kontrastempfindlichkeit $\log CS$ verwendet werden (Bach et al. 2017).

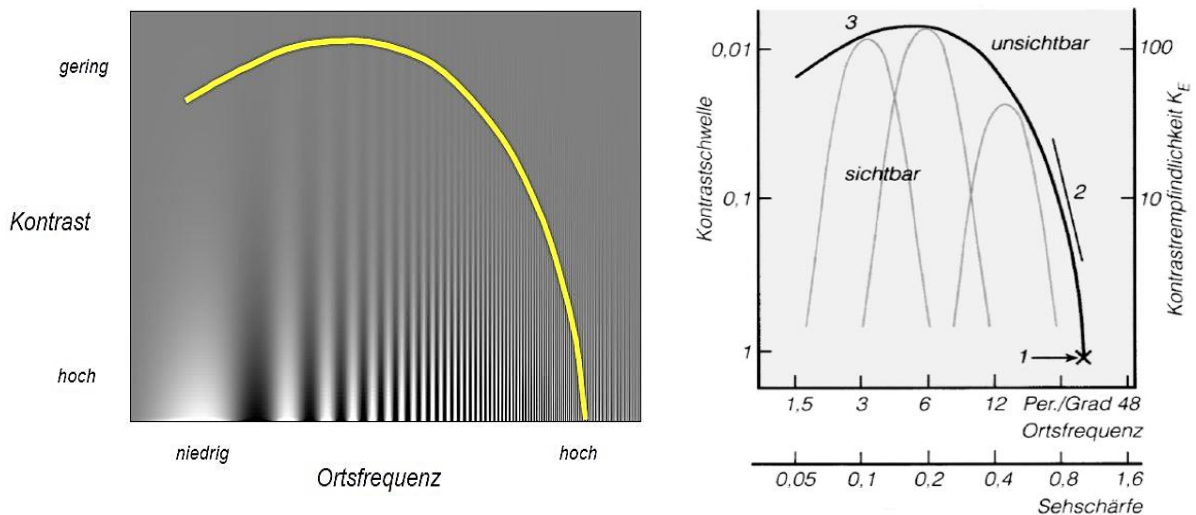


Abb. 23: Zwei verschiedene Darstellungen der Kontrastempfindlichkeitsfunktion: Die Kurve entspricht dem niedrigsten Kontrast, bei dem die Gitterrichtung gerade noch erkannt wurde. Rechts: Punkt 1: Punkt der Visusbestimmung, Punkt 2: Bereich für hohe Sehanforderungen, Punkt 3: Bereich für grobes Orientierungsvermögen (Methling 2013).

Zur Prüfung des Kontrastsehens in mesopischen Lichtverhältnissen gibt es keine standardisierte Methode. Die Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft (DOG 2011) empfiehlt zur Prüfung auf Nachtfahrtauglichkeit Einblickgeräte wie den Mesotest II (Oculus Optikgeräte GmbH) oder das Nyktometer (Rodenstock GmbH). Die Kontrast-Mindestanforderungen sind in folgender Tab. 5 zusammengestellt. Laut Anlage 6 zu §§12, 48 Absatz 4 und 6 der Fahrerlaubnisverordnung ist die Prüfung des Kontrast- und Dämmerungssehens nur bei Nichtbestehen des Sehtests zur Feststellung des Visus für die Klassen A, A1, B, BE, M, L, S und T vorgeschrieben und muss durch einen Augenarzt erfolgen.

Tab. 5: Empfehlungen der DOG bzgl. des Kontrastsehvermögens bei Dämmerung und Nacht.

Fahrzeugklasse	Kontrastverhältnis	MICHELSON-Kontrast
D, D1, DE, D1E	1 : 2,7	45,9 %
C, C1, CE, C1E, Taxifahrer	1 : 5	66,7 %
A, A1, B, BE, M, L, S, T	1 : 23	91,7 %

Die Prüfung der Kontrastempfindlichkeit ist sowohl an Displays als auch mit speziellen Testtafeln (z.B. Pelli-Robson-Tafel oder Vistech-Tafeln) und schließlich auch mit speziellen Geräten (z.B. CSV 1000 Test) möglich.

Ein Beispiel für einen Kontrasttest für klinische Studien ist der Freiburger Visus- und Kontrasttest (FrACT) von Prof. Dr. Michael Bach (Bach 1996). Dieser Test enthält Funktionen zur Prüfung von Visus und Kontrastschwelle. Als Sehzeichen werden Landoltringe oder Sinusgitter über ein LCD-Display dargeboten. Pro Darbietung wird ein einzelnes Target gezeigt. Nach dem sogenannten Best-PEST-Algorithmus wird auf Grundlage von richtigen bzw. falschen Antworten der Kontrast erhöht, bzw. reduziert. Je nach Anzahl der eingestellten Wiederholungen findet dann eine Eingabelung der Kontrastschwelle statt.

In der augenoptischen Praxis ist die Prüfung des Kontrastsehens nicht weit verbreitet, u.a. weil die Sehprüfgeräte in der Regel keine Kontrastteste beinhalten. Daher ist die Bestimmung des Niedrigkontrastvisus (Abb. 24: blau) geläufiger als die Kontrastschwellenmessung (Abb. 24: rot).

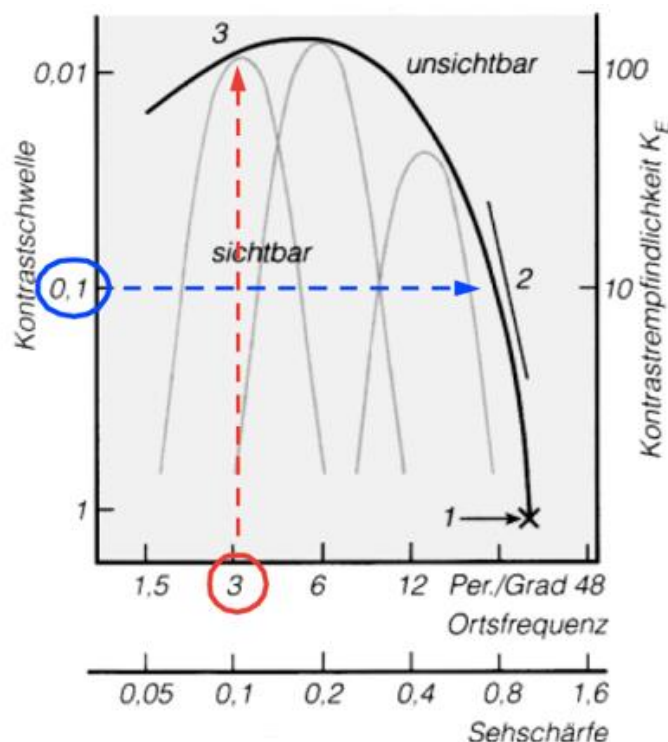


Abb. 24: Unterschied zwischen Kontrastschwelle (rot) und Niedrigkontrastvisus (blau), modifiziert nach (Methling 2013). Beim Niedrigkontrastvisus wird ein bestimmter Kontrast zwischen Optotypen und Hintergrund eingestellt und dann lediglich die Optotypengröße verändert, während bei der Kontrastschwellenbestimmung die Optotypengröße gleichbleibt und lediglich der Kontrast variiert wird.

3.5.3 Subjektive Refraktions- und Korrektionsbestimmung im Dunkeln

In diesem Kapitel sollen die Möglichkeiten dargestellt werden, wie eine Refraktions- und Korrektionsbestimmung für mesopische Lichtverhältnisse mit den derzeit am Markt verfügbaren Mitteln möglich ist. Wie bereits bei der Visusbestimmung, gibt es auch hier keine standardisierten Bedingungen.

a) Sehprüftafeln

Die einfachste Möglichkeit eine subjektive Refraktions- und Korrektionsbestimmung im dunklen Raum durchzuführen, ist die Verwendung einer Hochkontrast-Sehprobentafel (z.B. EDTRS-Tafel, Abb. 25) bei vollständiger Abdunklung des Raums. Zu beachten ist, dass auch für die Visusbestimmung im hellen Raum aufgrund der Vergleichbarkeit die gleiche Tafel zu verwenden ist. Demnach würden zunächst Visus- sowie Refraktions- und Korrektionsbestimmung im Hellen und anschließend im Dunkeln durchgeführt.

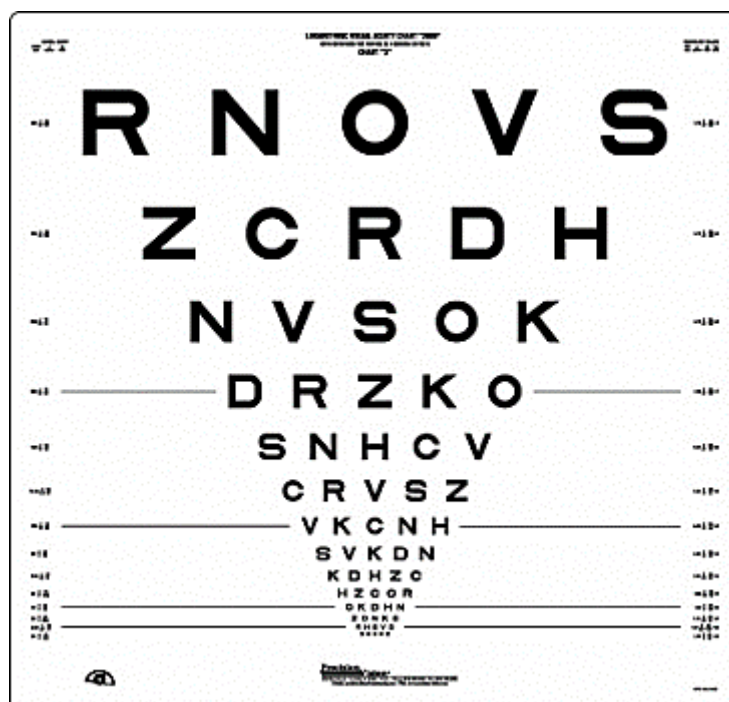


Abb. 25: EDTRS-Sehprobentafel.

b) Klassische Sehzeichen-Displays

Eine weitere Möglichkeit bieten klassische Sehzeichen-Displays (Abb. 26), welche nach der Hellrefraktion mit einer neutralen Absorptionsfolie abgedunkelt werden können.



Abb. 26: MultiVisus (Bon Optic Vertriebsges. mbH) mit verdecktem Display und Absorptionsfolie.

Des Weiteren bieten zahlreiche Sehzeichendisplays, wie z.B. der MultiVisus (Bon Optic Vertriebsges. mbH), der Visuscreen 500 (Carl Zeiss Vision GmbH) die Möglichkeit der Inversdarstellung. Diese lässt zwar eine Reduktion der Raumbelichtung zu, ist jedoch nicht konform mit den Forderungen der DIN EN ISO 8596 wonach schwarze Sehzeichen auf weißem Hintergrund für die Visus- und Refraktionsbestimmung zu verwenden sind. Zudem provoziert die Kontrastumkehr weitere Störfaktoren (wie z.B. das Eigenleuchten der Displays) in der Sehleistungsprüfung (Degle 2017).

c) Vissard 3D (Oculus Optikgeräte GmbH)

Die Oculus Optikgeräte GmbH erlaubt mit ihrem neuen Prüfgerät Vissard 3D eine sensorgesteuerte Abdunklung der Displayhelligkeit und realisiert damit normgerechte Prüfbedingungen für einen großen Leuchtdichtebereich. Durch die sogenannte RealBlack-Technologie sind schwarze Pixel nicht hinterleuchtet, wodurch das Eigenleuchten des Displays nicht mehr wahrnehmbar ist. Dies erlaubt eine Refraktions- und Korrektionsbestimmung unter hohem Kontrast mit schwarzen Buchstaben auf hellem Hintergrund bis zu einer Leuchtdichte

kleiner $0,1 \text{ cd/m}^2$. Alle Tests, lassen sich sowohl für photopische Bedingungen als auch für mesopische Bedingungen darbieten. Somit ist durch die Verwendung der gleichen Tests für unterschiedliche Leuchtdichten eine Vergleichbarkeit der Daten gewährleistet.

Der „Number Plate Reading Test“ wird vom Hersteller nicht für eine Refraktions- und Korrektionsbestimmung empfohlen, sondern dient als Reality Sehtest der Demonstration unterschiedlicher Korrektionswerte. Hierbei kann durch virtuelle Annäherung an ein Auto, die Entfernung bestimmt werden, wie weit sich der Kunde nähern muss, um das Kennzeichen zu erkennen.

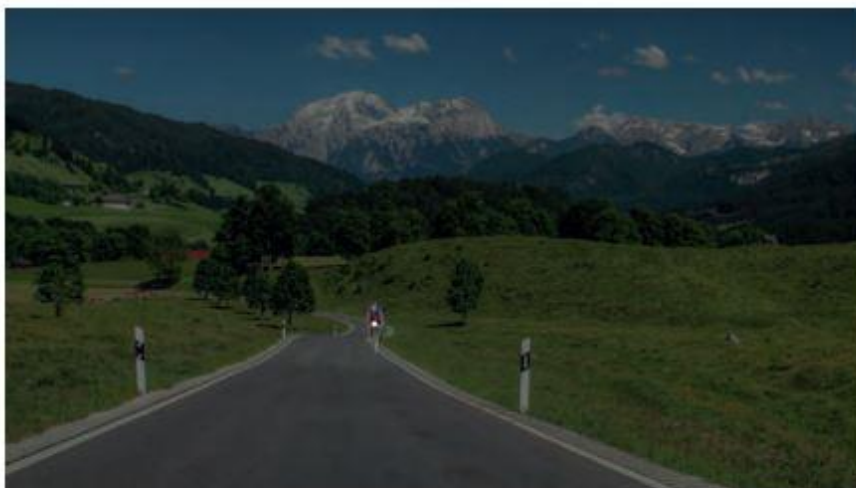
Für den Ablauf einer ausführlichen Dunkelrefraktion mit dem Vissard 3D gibt Degle (2017) folgende Empfehlung:

1. Beobachtung (ggf. Messung) der Pupillengrößen nach kurzer Anpassung an die dunklen Lichtbedingungen
2. Binokulare und monokulare Ermittlung des Visus im Dunkeln mit den vorher bestimmten Korrektionswerten für photopische Bedingungen
3. Simulation des störenden Einflusses von Blendlichtquellen
4. Überrefraktion über die Fernkorrektionswerte in Form eines monokularen sphärischen und astigmatischen (idealerweise Prüfung mit der Strahlenfigur auf Schwärzungsgleichheit) Abgleichs
5. Prüfung auf Refraktionsgleichgewicht unter Verwendung eines Tests mit weißem Hintergrund (z.B.: Zwei-Zeilen-Test)
6. Prüfung des Binokularstatus
7. Demonstration einer möglichen Sehleistungssteigerung an geeigneten Testen oder in der dunklen Jahreszeit live im Freien.

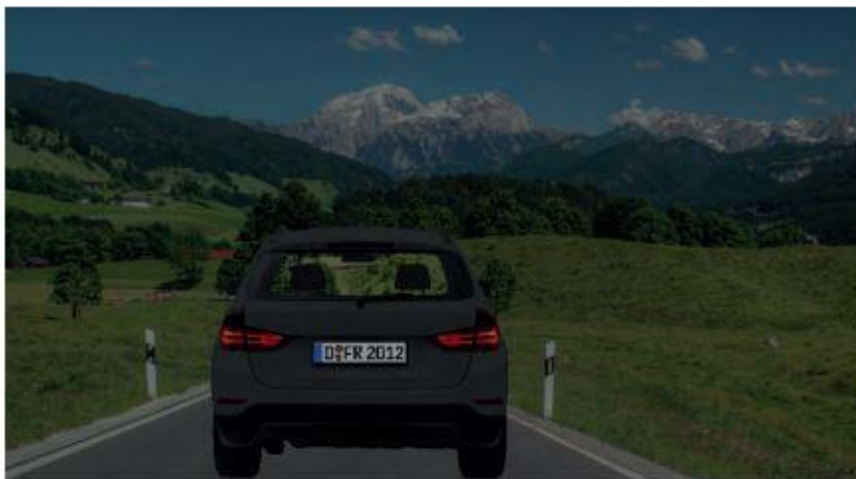
Bei der Betrachtung des empfohlenen Messablaufs wird deutlich, dass die Dienstleistung Dunkelrefraktion – wenn sie professionell ausgeführt wird – mehr Elemente einschließt als einen sphärischen Abgleich. Eine zusätzliche Brille für nächtliche Autofahrten werden von Degle (2017) nur bei einer Visussteigerung empfohlen.

d) COM Visus im PasKal 3D System (IPRO GmbH)

COM Visus steht für Continuous Movement Visus und bezeichnet verschiedene Reality Sehtests in 2D oder 3D. Für das Testen bei reduzierter Leuchtdichte sind zwei Grundeinstellungen verwendbar: Dämmerung und Nacht (Abb. 27), wobei die gleichen Tests auch entsprechend ausgelegt für photopische Bedingungen zur Verfügung stehen.



COM Visus – Dämmerung Radfahrer



COM Visus – Dämmerung Auto Visus 0,8



Nacht Fahrrad



Nacht Abgleich



Dämmerung Bi-Chrom-Balancetest



Nacht Auto



Nacht Fußgänger

Abb. 27: Auswahl an Tests im COM Visus Modul des PasKal 3D (IPRO GmbH).

Die Entwickler empfehlen folgendes Vorgehen bei der Prüfung des Dämmerungs- und Nachtsehens (IPRO GmbH, 2016 und Abb. 27):

1. Acht Minuten Adaptation: Während dieser Zeit soll das Dämmerungssehen überprüft werden. Dabei dient der Test mit dem Radfahrer zur Kontrolle des Adaptationszustandes. Der Proband ist für Dämmerung adaptiert, sobald nicht nur die Beleuchtung des Fahrrads zu erkennen ist, sondern auch der Fahrer selbst und sein Umfeld.
2. Am Rot-Weiß-Grün-Test bzw. am Bichrome-Balance-Test soll überprüft werden, ob eine Dämmerungsfehlsichtigkeit vorliegt. Werden z.B. -0,25 dpt ermittelt, soll am Test „COM Visus Dämmerung Auto“ geprüft werden, ob der Visus ansteigt.
3. Nach diesem Test erfolgt die Prüfung für Nacht-Verhältnisse. Zunächst soll wieder geprüft werden, ob der Adaptationszustand erreicht ist (entsprechend wie unter 1. beschrieben). Es folgt dann erneut die Fehlsichtigkeitsprüfung (entsprechend wie unter 2. beschrieben).

In dem empfohlen Untersuchungsablauf fällt zunächst auf, dass die Fehlsichtigkeit nicht an Optotypen geprüft wird, sondern an farbigen Kreisen bzw. am Bichrome-Balance-Test. Dies ist ein Test, der eher für den sphärischen Feinabgleich in photopischen Lichtbedingungen ausgelegt ist als für eine Überrefraktion in dunkleren Lichtbedingungen. Astigmatische Refraktionsänderungen werden ebenso wenig berücksichtigt, wie Änderungen im Binokularstatus.

Eine Vermessung der mittleren Leuchtdichten in Abhängigkeit von der Helligkeitseinstellung des Prüffeldes beim Autofahr-Test COM Visus Auto mit der Leuchtdichtemesskamera LMK 98 (Technoteam Bildverarbeitung GmbH) ergibt für PasKal 3D folgende Ergebnisse. Dabei wurde für „Tag“ die Raumhelligkeit maximal eingestellt. Bei „Dämmerung und Nacht“ erfolgte eine vollständige Abdunklung des Prüfraums.

Tab. 6: Mittlere Leuchtdichte des Prüffeldes beim Test COM Visus Auto im PasKal 3D (IPRO GmbH).

	Leuchtdichte ohne Polfilter (2D-Prüfung) in cd/m²	Leuchtdichte mit Polfilter (3D-Prüfung) in cd/m²
Tag	114,5	46,24
Dämmerung	32,83	13,15
Nacht	9,41	3,80

Bei der Betrachtung der Leuchtdichtemessung fällt auf, dass bei einer Prüfung mit Polarisationsfiltern bei Tag nicht die von der DIN EN ISO 8596:2018 geforderte Mindestleuchtdichte von 80 cd/m² eingehalten wird. Allgemein ist die Leuchtdichte stark davon abhängig, ob mit oder ohne Polarisationsfilter geprüft wird. Die Prüfbedingungen für Dämmerung und Nacht finden sich im oberen mesopischen Bereich an der Grenze zum skotopischen Sehen wieder. Eine Prüfung auf Refraktionsänderungen im unteren mesopischen Bereich ist nicht möglich.

e) Polaskop 3D (Deutsche Augenoptik AG)

Die Deutsche Augenoptik AG hat Ende des Jahres 2015 mit dem Aktivrahmen des Polaskop 3D ein System für einen Dämmerungsmypietest vorgestellt. Der Rahmen beinhaltet unter anderem drei verschiedenfarbige LEDs in rot, gelb, grün bzw. rot, grün, blau (Abb. 28), deren Helligkeit je nach Entfernung und Umfeldleuchtdichte einzustellen ist.

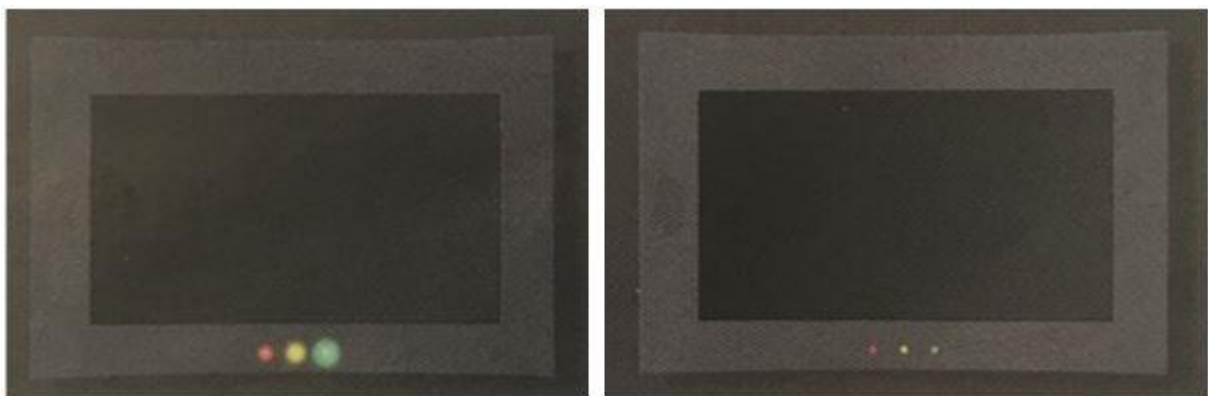


Abb. 28: Aktivrahmen des Polaskop 3D (Deutsche Augenoptik AG). Kennzeichen sind v.a. die drei farbigen LEDs.

In der Bedienungsanleitung zum Aktivrahmen wird neben einer entfernungsabhängigen Grundeinstellungstabelle folgende Vorgehensweise zur Einstellung der Helligkeit empfohlen:

„Schauen Sie auf die grüne LED und schauen Sie sich die Zerstreuungskreise um die LEDs an. Die Zerstreuungskreise werden von rot nach grün zunehmen, wenn Sie eine Dämmerungsmypie haben. Sehen Sie diesen Effekt nicht, können Sie sich mit binokular +0,75 dpt künstlich kurzsichtig machen. Der Test sollte gerade so hell eingestellt werden, dass

Sie die Unschärfe deutlich sehen können. Eine Blendung ist in jedem Fall zu vermeiden. Testen Sie diese Einstellung mit einem Mitarbeiter.“ (Deutsche Augenoptik AG 2016)

Für das Testverfahren selbst gilt der in folgender Abb. 29 dargestellte Ablauf.

Verwenden des Dämmerungsmyopietests

1. Machen Sie eine Tagrefraktion unter tageshellen Lichtbedingungen.
2. Dunkeln Sie den Raum ab und lassen Sie dem Kunden kurz Zeit, sich auf die neue Lichtsituation einzustellen. Eine Volladaptation (dauert einige Minuten) ist nicht notwendig.
3. Schalten Sie den Dämmerungsmyopietest ein, Ihr Kunde sieht die drei LEDs in Ampelfarben.
4. Besprechen Sie diese Situation: „Sehen Sie diese farbigen Lichter? Es sind die Ampelfarben, wie Sie diese auch bei Nacht sehen werden. Sind alle Farben gleich scharf?“
5. Ist das grüne Licht unschärfer als das Rote: „Schauen Sie bitte auf das grüne Licht. Wirdx das mit dem nächsten Glas deutlicher, nehmen die Unschärfen ab?“
6. Schalten Sie binokular -0,25 dpt dazu.
7. Wird es deutlicher, geben Sie diesen Wert und testen mit -0,25 dpt binokular weiter, bis es keine Änderung an der grünen LED mehr gibt. Korrigieren Sie nicht, bis die Unschärfen bei allen Farben gleich werden.
8. Schalten Sie das Raumlicht wieder ein.
9. Setzen Sie die Tagrefraktion in eine Messbrille und machen Sie einen Fernabgleich, am besten aus dem Fenster mit -0,25 dpt oder -0,50 dpt.
10. Addieren Sie die diesen Wert auf die Tagrefraktion und die Dämmerungsrefraktion.
11. Besprechen Sie mit Ihrem Kunden die Ergebnisse und geben Ihre Empfehlungen.

Beispiel:

Fernrefraktion Tag:

R sph -2,50 cyl -0,50 A 10°
L sph -3,00 cyl -0,70 A 170°

Fernrefraktion Nacht wird wegen einer **Dämmerungsmyopie** um **-0,50 dpt** geändert.

Sie lassen den Kunden mit der Fernrefraktion Tag für den **Fernabgleich** aus dem Fenster schauen und testen mit -0,25 dpt und -0,50 dpt. In unserem Beispiel wird noch **-0,25 dpt** angenommen.

Verordnung Ferne für den Tag (Fernrefraktion Tag + Fernabgleich -0,25 dpt)

R sph -2,75 cyl -0,50 A 10°
L sph -3,25 cyl -0,70 A 170°

Verordnung Ferne für die Nacht (Fernrefraktion Tag + Dämmerungsmyopie -0,50 dpt + Fernabgleich -0,25 dpt)

R sph -3,25 cyl -0,50 A 10°
L sph -3,75 cyl -0,70 A 170°

Verwenden des Dämmerungsmyopietests für Vollspektrum

Soll auch für blaues oder weißes Licht korrigiert werden, z.B. für einem Astronomen, kann der Dämmerungsmyopietest auch für die Farben Rot/Grün/Blau eingestellt werden. Der Ablauf ist analog zu der Messung mit Ampelfarben.

Abb. 29: Ablauf des Dämmerungsmyopietests nach der Bedienungsanleitung der Fa. Deutsche Augenoptik AG.

Die Deutsche Augenoptik AG geht davon aus, dass eine Dämmerungsmyopie aufgrund der chromatischen Aberration und der Purkinje-Verschiebung unterschiedlich große Zerstreuungskreise je nach Farbe des Lichtpunktes erzeugt. Der Entwickler Stelzer (2015) erklärt wie folgt: „Der Purkinje-Effekt verschiebt bei abnehmender Helligkeit die maximale spektrale Empfindlichkeit des Auges zum kurzwelligen Bereich des sichtbaren Spektrums, das Auge wird myopisiert. [...] Durch die chromatische Aberration ist zu erwarten, dass er rot noch am besten sehen wird und grün am schlechtesten. Sind Farben unscharf z.B. gelb ein wenig unscharf und grün stark unscharf, wird mit Minusgläsern so lange korrigiert, bis der Kunde möglichst alle Farben gut sehen kann.“ Es handelt sich also nicht um eine DIN-konforme Visusbestimmung, sondern vielmehr um eine Prüfung von Streulichtgleichheit. Die Aussagekraft ist kritisch zu betrachten, da zum einen die Prüfung des Visus vernachlässigt wird. Zum anderen ist die Begründung über die Purkinje-Verschiebung zu diskutieren, da diese, wie in Abschnitt 3.3 beschrieben, erst bei Leuchtdichten unter $0,1 \text{ cd/m}^2$ auftritt und durch die LEDs die Leuchtdichte in einem kleinen Versuch mit der Leuchtdichtemesskamera LMK 98 (Technoteam Bildverarbeitung GmbH) Werte über 100 cd/m^2 ergab (Tab. 7). Wie in 3.3 dargestellt, kann die Purkinje-Verschiebung bei diesen hellen und damit photopischen Leuchtdichten nicht eintreten.

Tab. 7: Vermessung der LEDs am Aktivrahmen des Polaskop 3D mit der LMK 98.

	Rot [cd/m ²]	Gelb [cd/m ²]	Grün [cd/m ²]	rot (Astro) [cd/m ²]	grün (Astro) [cd/m ²]	blau (Astro) [cd/m ²]
Helligkeit 1	111,5	255,6	166,1	112,5	144,8	41,7
Helligkeit 7	2490	5801	3814	2786	6387	1018
Helligkeit 14	12430	29360	20730	12470	18000	5359

Zunächst fällt die hohe Differenz der Leuchtdichten zwischen den verschiedenen Farben auf. Die gelbe LED ist mehr als doppelt so hell wie die rote LED. Zudem ist der Einfluss der chromatischen Akkommodation durch die unterschiedlichen Lichtfarben kritisch zu betrachten.

f) Berechnungen auf Grundlage der Akkommodationsruhelage

Sowohl Leibowitz und Owens (1976) als auch Hope und Rubin (1984) diskutieren, ob es sinnvoll ist, die Nachtkorrektur an die individuelle Akkommodationsruhelage anzupassen. Als Optimum wird eine Minuskorrektur um den halben Betrag des Dark Focus of Accommodation genannt. Es ist jedoch keine Studie bekannt, welche die Praxisakzeptanz einer solchen Korrektur testet. Der Erfolg wird außerdem durch schwankende Lichtbedingungen und instabile Werte für die Akkommodationsruhelage limitiert (Owens und Leibowitz 1976).

3.6 Korrekptions- und Korrekturansätze zur Verbesserung des Dämmerungssehens

In den letzten Jahren kamen von diversen Herstellern im Bereich der optischen Industrie Innovationen und Produkte, die das Sehen in Dämmerung und Nacht verbessern sollen. Neben aberrationsbasierenden Korrekptions- und Korrekturoptionen spielen auch Filter und spezielle Entspiegelungen eine Rolle. Einige Ansätze sollen im Folgenden dargestellt werden.

3.6.1 Brillengläser

Seit vielen Jahren werden bereits Möglichkeiten der Korrektur von Aberrationen höherer Ordnung über Brillengläser diskutiert. Da Fehler höherer Ordnung nur für einen konstanten Durchblickspunkt korrigiert werden könnten und die Frequenz an Augenbewegungen bei Menschen relativ hoch ist, scheint eine Realisierung eines aberrationskorrigierenden Brillenglases eher unwahrscheinlich. Einige Brillenglashersteller bieten Ansätze, welche die High Order Aberrations in der Glasberechnung berücksichtigen. Hierbei fließen zur Berechnung des Korrektionsglases sowohl die über Aberrometrie bestimmten Fehler niedriger und höherer Ordnung als auch die subjektiven Refraktionswerte ein. Herstellerabhängig können auch der individuelle Pupillendurchmesser oder je nach Messsystem weitere individuelle Daten berücksichtigt werden.

Ein Beispiel für eine solche Korrektionsberechnung ist die Optimierung der Point-Spread-Function. Die Point-Spread-Function (PSF) zeigt die durch Aberrometrie berechnete Helligkeitsverteilung im Bild eines Objektpunkts. Je geringer die Aberrationen sind, desto kleiner wird die Fläche dieser Verteilung. Bei der Bestimmung der Korrektionswerte einer wellenfront-optimierten Korrektur errechnet eine Software die sphäro-zylindrische Kombination aus, welche die Fläche der PSF so gut wie möglich verkleinert (Abb. 30). Wenn

alle Aberrationen optimal korrigiert werden könnten, würde in dieser Darstellung nur noch ein Lichtpunkt ohne Strahlen und Asymmetrien zu sehen sein.

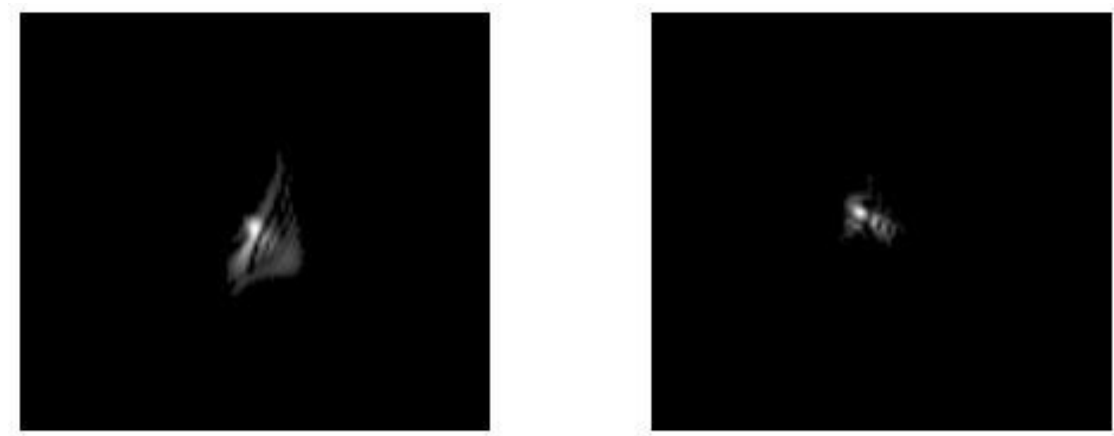


Abb. 30: Beispiel einer PSF ohne wellenfront-optimierte Korrektur (links) und mit sphäro-zylindrisch optimierter Korrektur (rechts).

Beispiele für solche Berechnungen sind die i.scription-Technologie der Carl Zeiss Vision GmbH und die DNEye-Technologie der Rodenstock GmbH. Über den Einfluss dieser Gläser auf den Visus und die subjektive Sehqualität wurden bislang keine Daten peer reviewed publiziert.

Neben den aberrometrie-basierenden Korrekturmöglichkeiten gibt es noch weitere Ansätze im Bereich Brillengläser. Die Rupp+Hubrach Optik GmbH bietet sowohl im Einstärken- als auch im Gleitsichtglasbereich die Möglichkeit, über pauschale Degressionen von -0,25 bzw. -0,4 dpt im oberen Glasbereich eine Myopisierung in Dämmerung und Nacht zu korrigieren. Zudem verspricht der Bamberger Hersteller bis zu 90 % weniger Blendung gegenüber einem unentspiegelten Glas mit der Reflect Control Oberfläche (Rupp und Hubrach Optik GmbH, 2016). Diverse Brillenglashersteller bieten spezielle Entspiegelungen und/oder Filter, welche vor allem darauf ausgelegt sind, die Blendung durch die Scheinwerfer entgegenkommender Fahrzeuge zu minimieren. Beispiele sind hierfür: DuraVision DriveSafe (Carl Zeiss Vision GmbH) oder Solitaire Protect Road 2 (Rodenstock GmbH). Des Weiteren werden im Internet „Nachtfahrbrillen“ mit gelb-getönten Gläsern beworben. Jedoch existieren auch für diese Produkte keine peer reviewed publizierten Forschungsdaten.

3.6.2 Kontaktlinsen

Auch bei Kontaktlinsen ist die Korrektur von Aberrationen durch Dezentrierungs- und Rotationseigenschaften limitiert (Guirao et al. 2001). Da die sphärische Aberration ein rotationssymmetrischer Abbildungsfehler ist, scheint deren Korrektur mittels Kontaktlinsen im Vergleich zu anderen Aberrationen realisierbar zu sein. Dietze und Cox (2004) verglichen verschiedene Kontaktlinsen an 23 nichtpresbyopen Probanden und konnten dabei folgendes feststellen: Eine individuell angefertigte, die sphärische Aberration korrigierende Kontaktlinse verringert die sphärische Aberration und verbessert die Kontrastsensitivität. Bezüglich des Visus gab es keinen Unterschied zwischen den getesteten Kontaktlinsen. Kontaktlinsen, welche eine positive sphärische Aberration korrigierend berücksichtigen, sind bereits als Standard-Monatskontaktlinsen erhältlich. Individuelle Kontaktlinsen stellen derzeit die realisierbarste nichtinvasive Korrekturmöglichkeit von Fehlern höherer Ordnung dar (Sabesan et al. 2007).

3.6.3 Refraktive Chirurgie

Im Gegensatz zu Brillengläsern oder Kontaktlinsen liegt der Vorteil der refraktiven Chirurgie darin, dass es keinen Konflikt bzgl. der Forderung nach einem konstanten Durchblickspunkt gibt. Somit ist die Korrektur von Aberrationen höherer Ordnung primär möglich. Da die Korrektur mittels Intraokularlinsen derzeit hauptsächlich eine Option für Kataraktpatienten darstellt, soll diese hier nur am Rande erwähnt werden. Es sind jedoch asphärische Intraokularlinsen auf dem Markt erhältlich, welche die sphärische Aberration korrigierend berücksichtigen können (Denoyer et al. 2007).

Eine größere Marktrelevanz hat die wellenfrontgeführte Hornhautchirurgie, im Speziellen die wellenfrontgeführte Femto-LASIK (Laser in situ Keratomileusis), sowie die ReLEx-Methode (refractive lenticule extraction). Bei der wellenfrontgeführten LASIK werden im Ablationsprofil neben dem sphärozyklischen Anteil auch die Aberrationen höherer Ordnung berücksichtigt (Kohnen et al. 2004). In den letzten Jahren hat die sogenannte ReLEx FLEx-Methode (FLEx: femtosecond lenticule extraction) mehr und mehr an Bedeutung gewonnen. Durch die geringere Invasivität konnten Gertner et al. (2013) in einer Studie zeigen, dass mit der ReLEx FLEx-Technik weniger High Order Aberrations induziert werden, als mit der wellenfrontgeführten LASIK mittels Femtosekundenlaser. Limitierungen dieser Methoden sind in Veränderungen der Aberrationen mit dem Alter, der Abhängigkeit der Aberrationen vom Akkommodationszustand, der nur schwer vorhersehbaren Entstehung weiterer Aberrationen

durch den Eingriff und der nicht korrigierbaren chromatischen Aberration des Auges zu sehen (Wesemann 2004).

3.7 Fragestellungen und Hypothesen

Aus den Abschnitten 3 und 4 dieser Arbeit ergeben sich folgende Fragestellungen, welche die Abschnitt 5 dargestellten Studien begründen. Hauptziel ist die Untersuchung möglicher Ursachen für Refraktionsänderungen bei abnehmender Leuchtdichte mit aktueller Messtechnik.

- Akkommodationsruhelage

Zur Akkommodationsruhelage liegen keine aktuellen Studienergebnisse vor. Der Großteil der Arbeiten wurde mit dem Laser Optometer durchgeführt. Einem Messinstrument, welches heute nicht mehr eingesetzt wird. Goldstandard in der Akkommodationsmessung stellt heute in klinischen Studien das Freisicht-Autorefraktometer dar (Manny et al. 2009). Hiermit soll untersucht werden, wie sich der Akkommodationsstatus nach vollständiger Abdunklung des Raumes (Dark Focus of Accommodation) ändert. Zudem soll geprüft werden, ob die Einstellung der Akkommodationsruhelage von der Dunkeladaptationszeit abhängig ist.

- Sphärische Aberration

Die Erhöhung der sphärischen Aberration mit zunehmendem Pupillendurchmesser ist wissenschaftlich hinreichend gesichert. Jedoch wurde bislang nicht untersucht, ob die Höhe der sphärischen Aberration mit dem Betrag der subjektiven Refraktionsänderung in Dämmerung und Nacht zusammenhängt.

- Purkinje-Verschiebung

Zu diesem Punkt gibt es die meisten offenen Fragen. Dass die Purkinje-Verschiebung existiert, ist hinreichend durch Studien belegt worden. Jedoch wurde bislang in keiner Arbeit empirisch

geprüft, bei welcher Leuchtdichte die Purkinje-Verschiebung eintritt. Nach der Theorie des Purkinje-Shifts hängt dieser mit dem Übergang vom Zapfen- zum Stäbchensehen zusammen. Dann dürfte es allerdings erst nach dem Kohlrausch-Knick zu einer Verschiebung der spektralen Empfindlichkeit kommen und dieser dürfte nur in skotopischen Bedingungen voll eintreten. In dieser Arbeit sollen sowohl der Leuchtdichtebereich für das Eintreten des Purkinje-Shifts empirisch untersucht werden als auch die Abhängigkeit von der Dunkeladaptationszeit. Des Weiteren gibt es bislang keine empirische Untersuchung, welche feststellt, ob eine Refraktionsänderung durch die Purkinje-Verschiebung eintritt.

Aus diesen Punkten ergeben sich folgende, in Tab. 8 zusammengefasste, Hypothesen. Diese werden in mehreren Teilprojekten untersucht. Diese Projekte und die jeweils dazugehörigen Studien werden in kommenden Abschnitten 4 bis 7 dargestellt.

Tab. 8: Hypothesen und Zuordnung zu den Studien.

Hypothese		Studie
H1	Durch das Eintreten der Akkommodationsruhelage verschiebt sich der Refraktionsstatus nach dem Übergang von photopische in skotopische Lichtbedingungen in Richtung Myopie.	I
H2	Die Akkommodationsruhelage stellt sich nicht sofort nach der Abdunklung, sondern erst nach einer Dunkeladaptationsphase ein.	I
H3	Die subjektive Refraktionsänderung mit abnehmender Leuchtdichte ändert sich umso mehr in Richtung Myopie, je positiver die sphärische Aberration ist.	II
H4	Die Purkinje-Verschiebung tritt erst nach einer Dunkeladaptationsphase ein.	III
H5	Die maximale spektrale Empfindlichkeit bewegt sich mit abnehmender Leuchtdichte hin zu kürzeren Wellenlängen.	III
H6	Die Purkinje-Verschiebung tritt nicht im Netzhautzentrum, sondern ausschließlich in der Peripherie (10°) auf.	III
H7	Der Refraktionsstatus ändert sich bei abnehmender Leuchtdichte in Richtung Myopie.	IV
H8	Die Verordnung einer Korrektur für mesopische Lichtverhältnisse führt zu einer Erhöhung des Visus in mesopischen Lichtverhältnissen.	IV
H9	Die Verordnung einer Minuskorrektur führt zu einer Erhöhung der Kontrastempfindlichkeit in mesopischen Lichtverhältnissen.	IV

Zur Untersuchung dieser Hypothesen wurden vier Studien durchgeführt. Dabei soll jede Studie als geschlossene Einheit mit den Unterpunkten Zielstellung, Material und Methode, Ergebnisse, Diskussion und Zwischenfazit dargestellt werden. Die statistische Auswertung erfolgte jeweils mit SPSS (IBM GmbH). Da alle Studien explorativen Charakter haben, war eine vorherige Fallzahlplanung nicht zielführend. Das Signifikanzniveau wurde für induktive statistische Testverfahren auf $\alpha = 0,05$ festgelegt. Bei der Prüfung auf Normalverteilung galt $\alpha = 0,10$. Der β -Fehler wurde mit GPower 3.1 post hoc berechnet und im Rahmen der Hypothesenprüfung auf maximal $\beta = 0,15$ festgelegt. Dies entspricht einer statistischen Power von 0,85. Eine studienübergreifende Diskussion ist in Abschnitt 8 zu finden.

4. Studie zur Akkommodationsruhelage (Studie I)

Bei der Studie zur Akkommodationsruhelage handelt es sich um eine prospektive Querschnittsstudie, welche in den Laboren des Fachgebiets Augenoptik/Optometrie der Ernst-Abbe-Hochschule Jena durchgeführt wurde. Die Studie wurde von der Ethikkommission der Friedrich-Schiller-Universität Jena genehmigt (Anlage A). Die Ergebnisse dieser Arbeit wurden auf der ARVO 2018 publiziert (Großmann, Hessler, Degle 2018).

4.1 Zielstellung

Ziele dieser Studie waren einerseits die Ermittlung der Akkommodationsruhelage mit dem heutigen Goldstandard der Akkommodationsmessung, dem Freisicht-Autorefraktometer. Andererseits sollte geprüft werden, ob die Dunkeladaptationszeit einen Einfluss auf die Änderung des Akkommodationsstatus hat.

4.2 Material und Methode

4.2.1 Probandenkollektiv

Die Studie wurde mit 39 Probanden durchgeführt. Für die Studienteilnahme wurden folgende Ein- und Ausschlusskriterien festgelegt:

Einschlusskriterien:

- Alter: 18 bis 40 Jahre zum Ausschluss von Presbyopie und Medientrübung
- Sehschärfe mindestens 0,8 mit bzw. ohne Korrektur
- Binokulares Einfachsehen

Ausschlusskriterien:

- Okuläre Erkrankungen oder systemische Erkrankungen mit Auswirkungen auf das visuelle System (z.B. Diabetes)
- Medikamente mit Auswirkungen auf den Refraktions- und Akkommodationsstatus
- Hormonelle Schwankungen (z.B. Schwangerschaft, Stillzeit, Pillenwechsel)

- Alkohol- oder Drogenkonsum
- Konzentrationsprobleme oder Übermüdung zum Untersuchungszeitpunkt

Zwei Probanden mussten aufgrund schwankender Akkommodationswerte während der Messung von der Auswertung ausgeschlossen werden. Somit besteht das Kollektiv aus 37 Probanden, von denen alle Studierende im Fachgebiet Augenoptik/Optomietrie/Ophthalmotechnologie/Vision Science waren. 15 Probanden waren männlich (40 %) und 22 weiblich (60 %). Das mittlere Alter lag bei 26 ± 2 Jahren. Alter und Refraktionsstatus sollen in Abb. 31 veranschaulicht werden.

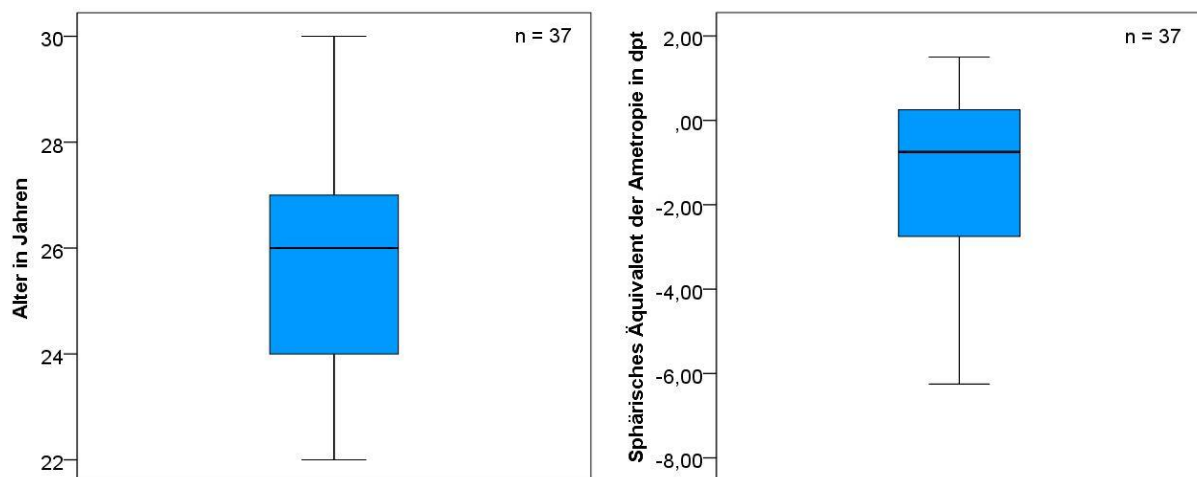


Abb. 31: Boxplotdiagramme zur Darstellung der Verteilung von Alter (links) und Fehlsichtigkeit (rechts), Studie I.

Die Boxplots zeigen, dass es bei den Verteilungen von Alter und Fehlsichtigkeiten keine Ausreißer gibt und dass mehr myope als hyperope Probanden teilgenommen haben. Die mittlere Fehlsichtigkeit ist $-1,24 \pm 1,92$ dpt. Der Median liegt bei -0,75 dpt, die höchste Myopie bei -6,25 dpt und die höchste Hyperopie bei +1,50 dpt.

4.2.2 Untersuchungsverfahren

Die Untersuchungen fanden im Labor Dunkelrefraktion des Fachgebiets Augenoptik/Optomietrie/Ophthalmotechnologie/Vision Science an der Ernst-Abbe-Hochschule Jena statt. Zentrales Messinstrument war das Freisicht-Autorefraktometer WAM 5500 der Firma Grand Seiko Co, Ltd. (Abb. 32).



Abb. 32: Freisicht-Autorefraktometer der Firma Grand Seiko Co, Ltd.

Dieses Messsystem ermöglicht Messungen des Akkommodations- und Refraktionsstatus unter realitätsnahen Bedingungen, da der Proband während der Messung durch eine Art integriertes Fenster schaut, welches am Gerät montiert ist. Freisicht-Autorefraktometer stellen den Goldstandard für Akkommodationsmessungen dar und wurden somit mehrfach in klinischen Studien verwendet (Win-Hall et al. 2010; Singman et al. 2013). Damit eine vorhandene Fehlsichtigkeit korrigiert werden kann, wurde an die Kinn- und Stirnstütze des Gerätes eine Messbrille (UB4, Oculus Optikgeräte GmbH) angebracht. Diese diente sowohl zum Einsetzen der objektiven Refraktionswerte in Form von Messgläsern als auch zur Okklusion des linken Auges mittels Abdeckglas.

Als Sehzeichen wurden Landolttringe in der Ferne (6 m) auf dem Vissard 3D Max der Oculus Optikgeräte GmbH dargeboten. Für die Messung der Akkommodationsgenauigkeit in den näheren Entfernungen wurde folgendes Target verwendet, dessen Größe an die jeweilige Prüfentfernung angepasst war. Grundlage für die Linienbreite bzw. den Abstand zwischen den Linien war der für die Studie zugelassene Mindestvisus 0,8.

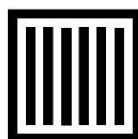


Abb. 33: Fixationstarget zur Bestimmung der Akkommodationsgenauigkeit.

Alle Untersuchungsmethoden sind nichtinvasiv. Daher sind die möglichen Risiken der Untersuchung als sehr gering einzustufen. Aufgrund der Konzentration sind kurzzeitig leichte asthenopische Beschwerden, wie z.B. Kopfschmerzen, möglich.

4.2.3 Untersuchungsablauf

Alle Untersuchungen erfolgten monokular am rechten Auge jedes Probanden. Das linke Auge wurde dabei mit einem schwarzen Abdeckglas in der Messbrille okkludiert. Eine wichtige Voraussetzung für die Prüfung ist die Korrektur des geprüften Auges. Hierzu wurde mit dem WAM 5500 eine objektive Refraktionsbestimmung für die Ferne mit Blick auf Optotypen des maximal erreichten Visus durchgeführt. Diese Messwerte wurden anschließend in die am Gerät befestigte Messbrille eingesetzt. Um das Auge so optimal wie möglich zu korrigieren, erfolgte danach eine Kontrollmessung und ggf. eine Nachkorrektur mit erneuter Kontrollmessung. Bei der Prüfung der Akkommodationsgenauigkeit erfolgte eine Randomisierung der Reihenfolge der Entfernungen. Per Losverfahren wurde dabei entschieden, ob mit der am kürzesten oder der am weitesten entfernten Targetposition begonnen wird.

Der detaillierte Ablauf der etwa 25-minütigen Untersuchung wird in folgender Abb. 34 erläutert.



Abb. 34: Untersuchungsablauf der Studie zur Akkommodationsruhelage (Studie I).

4.3 Messdaten und Ergebnisse

In diesem Abschnitt sollen die Ergebnisse der Studie zur Akkommodationsruhelage dargestellt werden. Beide Hypothesen werden hier im Rahmen einer Auswertung besprochen.

H1: Durch das Eintreten der Akkommodationsruhelage verschiebt sich der Refraktionsstatus nach dem Übergang von photopische in skotopische Lichtbedingungen in Richtung Myopie.

H2: Die Akkommodationsruhelage stellt sich nicht sofort nach der Abdunklung, sondern erst nach einer Dunkeladaptationsphase ein.

Zur Untersuchung dieser Fragestellung wird zunächst die Veränderung des Refraktionsstatus in photopischen und skotopischen Bedingungen untersucht. Die deskriptiven Ergebnisse sind in folgender Tab. 9 zusammengefasst.

Tab. 9: Deskriptive Ergebnisse zur Änderung des Refraktionsstatus photopisch und skotopisch.

Variable	Mittelwert in dpt	Standard- abw.	Median in dpt	Minimum in dpt	Maximum in dpt
korrigierter Refraktionsstatus photopisch Ferne, Fixation auf Target in 6 m	+0,03	0,22	+0,02	-0,58	+0,79
Refraktionsstatus skotopisch vor Adaptation, Dark Focus	-0,21	0,35	-0,16	-0,97	+0,41
Refraktionsstatus skotopisch nach Adaptation, Dark Focus	-0,20	0,39	-0,18	-0,90	+0,88

Beim Betrachten der Ergebnisse fällt auf, dass die Werte der objektiven Refraktion beim Übergang zu skotopischen Bedingungen negativer werden, jedoch nicht die Beträge annehmen, welche aus der Literatur zu erwarten wären. Zudem zeigt sich keine relevante Änderung des Refraktionsstatus nach der Adaptation im Vergleich zu den Beträgen vor der Adaptationszeit. Die folgende Abb. 35 zeigt die deskriptiven Ergebnisse grafisch auf.

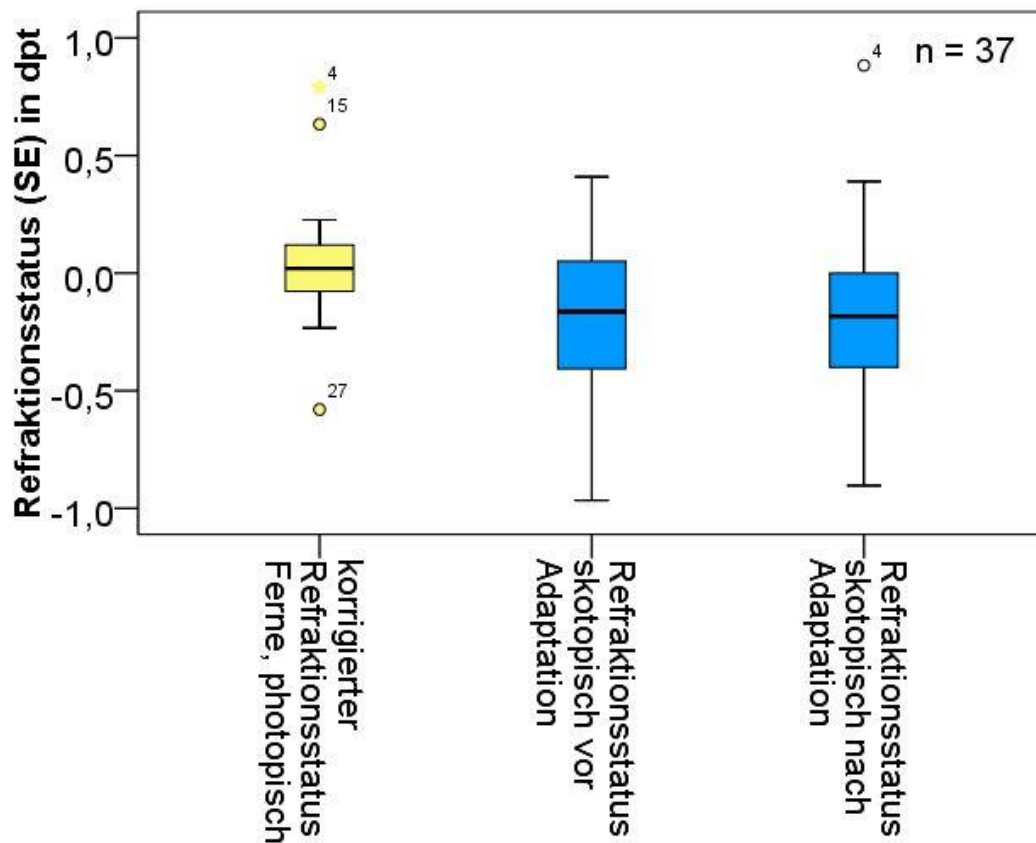


Abb. 35: Änderung des Refraktionsstatus nach dem Übergang von photopische in skotopische Bedingungen. Gelbe Farbe: Messung in photopischen Bedingungen. Blaue Farbe: Messung in skotopischen Bedingungen.

Um die Daten noch besser zu analysieren, sollen die Differenzen der verbundenen Stichproben zwischen dem Refraktionsstatus in skotopischen Bedingungen und dem korrigierten Refraktionsstatus Ferne ermittelt werden. Die Ergebnisse dieser Analyse zeigen den Wert des Dark Focus of Accommodation und werden in Tab. 10 dargestellt. Aus dieser Tabelle lässt sich entnehmen, dass eine Veränderung des Refraktionsstatus durch einen Shift im Akkommodationsstatus bei Wegnahme eines Fixations- und Akkommodationsreizes eine Myopisierung von etwa 0,25 dpt mit sich bringt. Diese Beträge entsprechen dem Dark Focus of Accommodation bzw. der Akkommodationsruhelage.

Tab. 10: Berechnete Werte für den Dark Focus of Accommodation.

Dark Focus of Accommodation	Mittelwert in dpt	Standard-abw.	Median in dpt	Minimum in dpt	Maximum in dpt
vor der Dunkeladaptation	-0,24	0,36	-0,18	-1,00	+0,56
nach der Dunkeladaptation	-0,23	0,33	-0,19	-0,92	+0,39

Ferner ist der Tabelle zu entnehmen, dass in Einzelfällen auch eine Hyperopisierung durch eine Änderung des Akkommodationsstatus entsteht. Einzelfälle zeigen zudem eine Myopisierung von bis zu -1,0 dpt, während sich der Großteil der Probanden zwischen $\pm 0,00$ und -0,50 dpt wiederfindet. Wie an den vorherigen Werten gezeigt, gibt es keine nennenswerte Differenz zwischen den Probanden vor und nach Adaptation. Auch die Differenzwerte sollen in einem Boxplot Diagramm farblich dargestellt werden (Abb. 36).

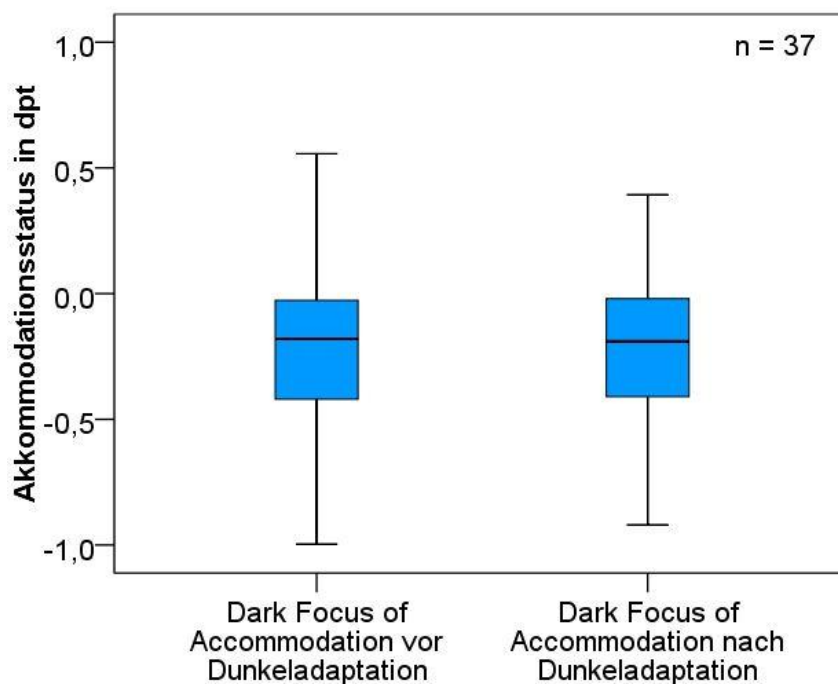


Abb. 36: Boxplotdarstellung der Werte des Dark Focus of Accommodation vor und nach der Adaptation.

Vor der Anwendung induktiver statistischer Testverfahren, steht die Prüfung auf Normalverteilung. Für alle geprüften Variablen liegt Normalverteilung vor. Hierfür wurde der Shapiro-Wilk-Test mit einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,1$ angewandt. Die Auswertung ergibt

folgende Ergebnisse: Die Differenz des Akkommodationsstatus zwischen skotopischer (vor und nach Adaptation) und photopischer Leuchtdichte ist zwar statistisch signifikant (T-Test für verbundene Stichproben: $p < 0,001$), es ist jedoch keine klinische Relevanz anzunehmen. Die Adaptation ergibt keine Veränderung im Akkommodationsstatus (T-Test für verbundene Stichproben: $p > 0,05$).

Aufgrund der großen Abweichungen dieser Ergebnisse von den Ergebnissen der Literatur, welche bereits in Testmessungen vor Studienbeginn erkennbar waren, ist das Studiendesign erweitert worden. Um eine Aussage darüber zu bekommen, in wieweit der Akkommodationsstatus bei bewusster Anspannung beeinflusst werden kann, erfolgte die Messung bei Akkommodation auf ein fiktives Target, wobei die Entfernungen vorher in photopischen Bedingungen bereits veranschaulicht und getestet wurden. Die deskriptiven Ergebnisse sind in folgender Tab. 11 aufgeführt.

Tab. 11: Deskriptive Werte für den Akkommodationsstatus auf ein reelles (photopisch) oder fiktives (skotopisch) Target.

Veränderung des Akkommodationsstatus bezogen auf die korrigierte Fernrefraktion photopisch	Mittelwert in dpt	Standard-abw.	Median in dpt	Minimum in dpt	Maximum in dpt
photopisch, Target in 2 m	-0,13	0,27	-0,13	-0,99	+0,38
skotopisch, fiktives Target in 2 m	-0,23	0,37	-0,32	-0,96	+0,61
photopisch, Target in 1 m	-0,40	0,40	-0,33	-1,26	+0,56
skotopisch, fiktives Target in 1 m	-0,43	0,38	-0,48	-1,11	+0,50
photopisch, Target in 0,5 m	-1,02	0,32	-1,06	-1,60	-0,28
skotopisch, fiktives Target in 0,5 m	-0,68	0,46	-0,64	-1,90	+0,38
Kontrollmessung des Dark Focus of Accommodation nach der Fixation auf die fiktiven Targets in skotopischen Bedingungen	-0,26	0,27	-0,20	-1,01	+0,32

Bei den dargestellten Werten fällt auf, dass die Akkommodation durch ein fiktives Target beeinflussbar ist. Was die Genauigkeit der Akkommodationseinstellung betrifft, nimmt diese erwartungsgemäß beim Übergang von photopische in skotopische Lichtbedingungen ab. Die Akkommodationsgenauigkeit errechnet sich aus der Differenz der Akkommodationsforderung

(Kehrwert der Objektentfernung in m) und der tatsächlich aufgebrauchten Akkommodation (Akkommodationsstatus, Tab. 11 und Abb. 37). Abb. 37 zeigt die Veränderungen der tatsächlich aufgebrauchten Akkommodation bei unterschiedlichen Entfernungen des fiktiven Targets. Dabei soll noch auf den finalen Wert des Dark Focus of Accommodation eingegangen werden (rechtes Boxplot in Abb. 37, unterste Zeile in Tab. 11). Diese Untersuchung wurde als Kontrollmessung des Dark Focus im Anschluss an die Fixation der fiktiven Targets durchgeführt. Das Ergebnis ist stark vergleichbar mit den Dark Focus Messungen vor der Fixation der fiktiven Targets.

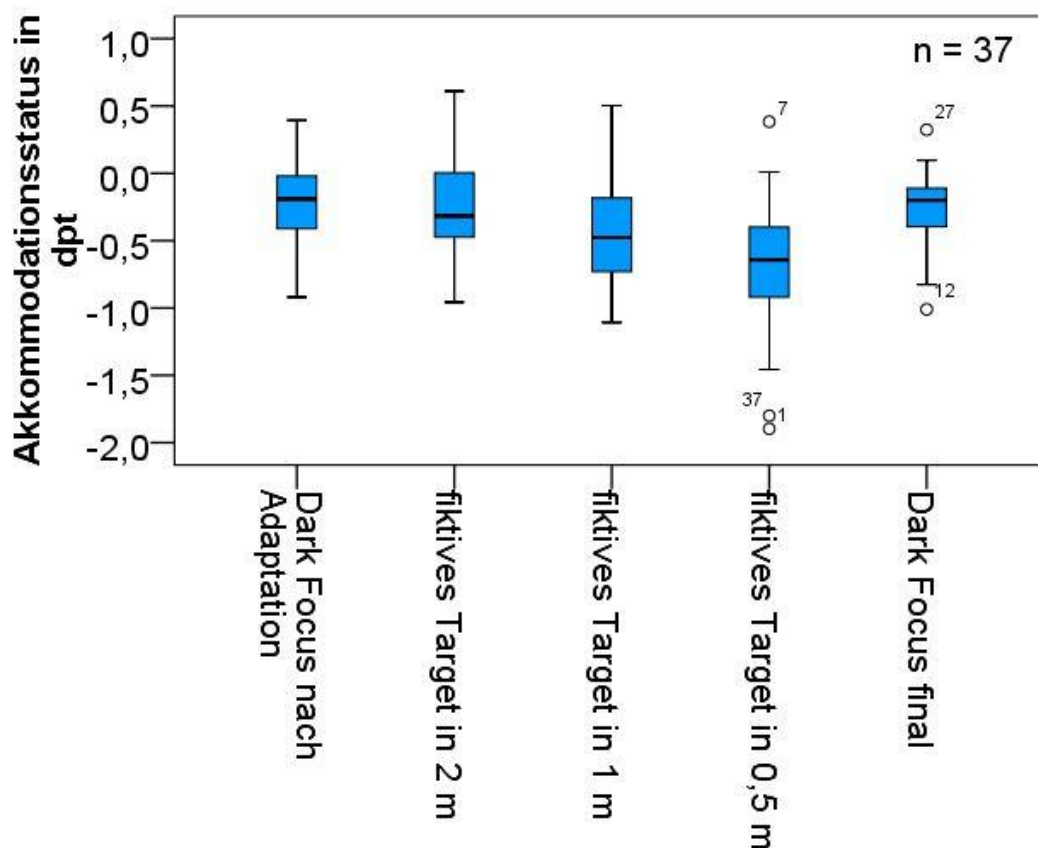


Abb. 37: Veränderung des Akkommodationsstatus bei der Fixation fiktiver Targets in skotopischen Bedingungen.

Abb. 38 veranschaulicht die Ergebnisse welche in Tab. 11 genannt wurden. Dabei geht es um die Akkommodationseinstellung auf ein reelles (photopisch) bzw. fiktives Target (skotopisch).

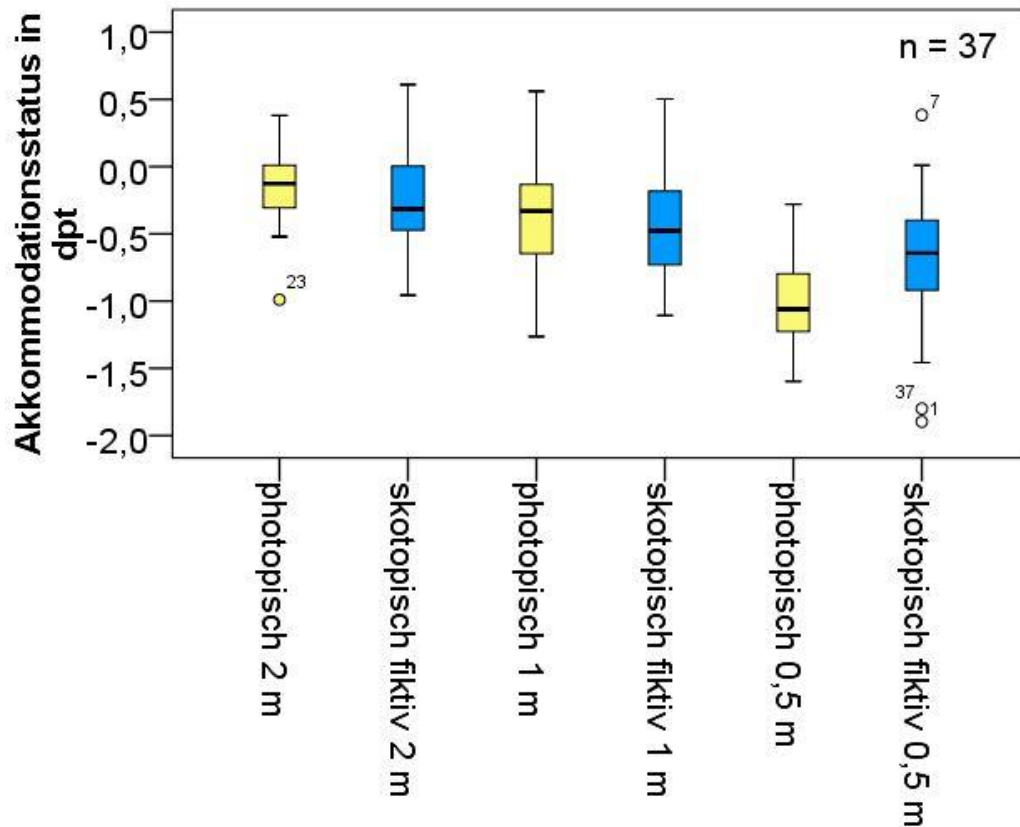


Abb. 38: Vergleich der Veränderungen des Akkommodationsstatus in Abhängigkeit von der Leuchtdichte und der Objektentfernung. Gelbe Farbe: Messung in photopischen Bedingungen. Blaue Farbe: Messung in skotopischen Bedingungen.

Zum Schluss des Ergebnisteils ist festzustellen, dass die Hypothese H1 angenommen wird. Durch das Eintreten der Akkommodationsruhelage verschiebt sich der Refraktionsstatus nach dem Übergang von photopische in skotopische Lichtbedingungen in Richtung Myopie. Hypothese H2 wird hingegen abgelehnt. Die Akkommodationsruhelage stellt sich sofort nach der Abdunklung ein und ist unabhängig von der Dunkeladaptationsphase.

4.4 Diskussion

Wie in Studien mit ähnlichem Forschungsschwerpunkt zeigen die Ergebnisse auch hier interindividuelle Differenzen (Artal et al. 2012; Chirre et al. 2016; Epstein 1983; Fejer und Girgis 1992). Das zeigt sich besonders in den großen Standardabweichungen und in den Quartilsabständen der Boxplots. Dies bestätigt die Annahme von Owens und Leibowitz (1976), die eine Empfehlung veröffentlicht haben, wonach die Einstellung der

Akkommodationsruhelage im Zusammenhang mit einer Korrektionswürdigkeit der Myopisierung bei abnehmender Leuchtdichte im Einzelfall betrachtet werden sollte. Die Wahl von Augenoptik-Studierenden als Probanden wurde bewusst gewählt, da diese aufgrund ihres Hintergrundes in der Regel die Akkommodation gezielter einsetzen können.

Zunächst ist an dieser Stelle zu wiederholen, dass es bei den Messungen der Akkommodationseinstellung auf verschiedene Entfernungen ausschließlich darum ging, die Akkommodation zu „provozieren“. Da in Vorversuchen bei der Erstellung des Messablaufs bereits festzustellen war, dass die Werte des Dark Focus wesentlich geringer ausfallen als bislang in der Literatur angenommen, wurde dieser Teil ergänzt. Zu diesem Thema sind keine Publikationen bekannt. Es sollte untersucht werden, in wieweit die Akkommodation unter skotopischen Bedingungen „gezwungen“ werden kann, größere Beträge anzunehmen. Daraus entstand dann für 50 cm eine Änderung des Akkommodationsstatus um $-0,68 \pm 0,46$ dpt im Vergleich zur photopischen korrigierten Fernrefraktion. Das bedeutet, dass sich im Vergleich zur Literatur auch bei Anstrengung, Akkommodation aufzubringen, eine wesentlich geringere akkommodative Antwort zeigt. Eine höhere Ungenauigkeit bei geringerer Leuchtdichte wurde bereits festgestellt (López-Gil et al. 2012).

Der geringere Wert für den Dark Focus of Accommodation soll im Folgenden diskutiert werden. Als Messinstrument wurde das WAM 5500 Freisicht-Autorefraktometer verwendet, ein Gerät welches eine hohe Vergleichbarkeit zur subjektiven Refraktion aufweist ($-0,01 \pm 0,38$ dpt) und somit ein adäquates Instrument zur Messung wiederholbarer dynamischer akkommodativer Veränderungen ist (Sheppard und Davies 2010). Die aktuellste Studie zur Akkommodationsruhelage ist die Publikation von Chirre et al. (2016). In dieser Publikation zeigte der Akkommodationsstatus am dominanten Auge unter monokularen Bedingungen eine Änderung von $-0,60 \pm 0,65$ dpt. Chirre et al. (2016) stellten ebenfalls hohe interindividuelle Differenzen fest. Die Änderung des Refraktionsstatus hat mit einem Bereich von $+0,35$ dpt bis $-1,08$ dpt einen mit den Ergebnissen der in dieser Arbeit vorgestellten Studie vergleichbaren Rahmen. Chirres Studie wurde mit einem Freisicht-Aberrometer durchgeführt. Dabei wurden die Werte zusätzlich unter binokularen Bedingungen erhoben. Die Refraktionsänderung reduzierte sich auf $-0,23 \pm 0,44$ dpt mit einer Spannweite von $+0,37$ bis $-1,50$ dpt. Binokularität wirkt sich nach Chirre et al. (2016) reduzierend auf die Ergebnisse der Refraktionsänderung aus. Zu beachten ist, dass die Messungen bei den nur sieben Probanden dieser Forschungsgruppe mit einem Aberrometer durchgeführt wurden, wobei für die Berechnung der Refraktion ausschließlich der Defokus, die sphärische Aberration und der Pupillendurchmesser herangezogen wurden. Somit gibt es auch hier Ansätze, die relativ geringen Differenzen zu den hier vorgestellten Ergebnissen über die Messmethodik zu erklären.

Nahezu alle Publikationen aus den 60er bis 80er Jahren des 20. Jahrhunderts arbeiteten mit dem Laser-Optometer. Nach damaligen Erkenntnissen bietet dieses Instrument den Vorteil einer objektiven Messung, ohne dass sich der Untersucher im Blickfeld des Probanden befindet. Dies soll den Einfluss eines zusätzlichen Fixationsobjekts auf den Akkommodationsstatus ausschließen (Hennesy und Leibowitz 1972). Allerdings ist das Laser-Optometer in seiner ursprünglichen Konzeption ein Einblickgerät und somit ist der Faktor der Instrumentenmyopie aufgrund der proximalen Komponente der Akkommodation nicht auszuschließen. Dies könnte den Betrag des Dark Focus of Accommodation in früheren Studien überschätzt haben. Des Weiteren wird die Reproduzierbarkeit der Messung durch eine hohe Sensibilität auf externe Einflüsse herabgesetzt (Rosenfield 1989; Morrell und Charman 1987). Da die verwendeten Laser-Optometer heute am Markt nicht mehr verfügbar sind, ist es schwer, Vermutungen über den Grund für Messdifferenzen herauszufinden. Eine Vergleichsstudie von Laser-Optometer und Freisicht-Autorefraktometer wurde bis heute nicht publiziert. Es ist jedoch stark zu vermuten, dass die Differenzen der Messwerte durch die unterschiedliche und mittlerweile überholte Messtechnik zu begründen ist.

Allgemein ist festzustellen, dass die Aussage dieser Studie im Kern mit den früheren Publikationen (Epstein 1982; Leibowitz und Owens 1975b; Owens und Leibowitz 1976; Chirre et al. 2016) übereinstimmt. Auf Grundlage eines Shifts im Akkommodationsstatus durch Einstellung des Dark Focus of Accommodation kommt es bei Abwesenheit von Fixations- und Akkommodationsreizen zu einer Verschiebung des Refraktionsstatus in Richtung Kurzsichtigkeit. Diese Kurzsichtigkeit ist auf etwa -0,25 dpt zu quantifizieren und kann interindividuell schwanken. Knapp 25 % der Probanden zeigten dabei eine Refraktionsänderung von mehr als -0,5 dpt. Zu relativieren ist die Bedeutung des Dark Focus of Accommodation für das Sehen in realen Bedingungen, wie z.B. im nächtlichen Straßenverkehr. In den dort vorliegenden mesopischen Lichtverhältnissen sind multiple Fixations- und Akkommodationsreize vorhanden, so dass der Dark Focus of Akkommodation bzw. die Akkommodationsruhelage nicht eintreten kann. Somit ist die Refraktionsänderung aufgrund einer Änderung des Akkommodationsstatus in mesopischen Lichtverhältnissen mit kleiner 0,25 dpt zu quantifizieren und somit für einen Großteil der Probanden vernachlässigbar. Die bereits genannten interindividuellen Differenzen zeigen jedoch an, dass im Einzelfall dennoch Sehprobleme aufgrund der Akkommodationsverschiebung entstehen können.

Schließlich soll der Begriff Akkommodationsruhelage diskutiert werden. Dabei stellt sich die Frage, ob es möglich ist, festzustellen oder gar zu messen, wann und ob sich die Akkommodation in ihrer Ruhelage befindet. In der Praxis oder auch im Rahmen klinischer Studien, welche sich mit dem Sehen in Dämmerung und Nacht beschäftigen, scheint dies kaum möglich. Ein Grund sind die vielen Faktoren, welche den Akkommodationsstatus

beeinflussen können – auch im Dunkeln. Der Begriff Myopie des leeren Raumes, welcher sich aus dem englischen Begriff *Dark Focus of Accommodation* ergibt, spiegelt eher die vorliegenden Messbedingungen wieder. Es geht um eine Einstellung der Akkommodation für den Zustand, in dem kein Fixations- und Akkommodationsreiz vorliegt. Jedoch zeigt die vorliegende Studie, dass nicht bei allen Probanden eine Myopisierung eintritt, sondern zum Teil auch eine Hyperopisierung. Diese wird durch den Begriff Myopie des leeren Raumes nicht abgebildet. Da es keine deutsche Übersetzung gibt, welche diesem Zustand gerecht wird, sollte aufgrund der wissenschaftlich korrekteren Aussage der Begriff *Dark Focus of Accommodation* verwendet werden.

4.5 Zwischenfazit

Im Zustand des *Dark Focus of Accommodation* verschiebt sich der Refraktionsstatus nach dem Übergang von photopische in skotopische Lichtbedingungen in Richtung Myopie. Der *Dark Focus of Accommodation* stellt sich jedoch sofort nach der Abdunklung ein und ist unabhängig von der Dunkeladaptationsphase. Der Betrag des akkommodativen Shifts ist dabei kleiner als 0,25 dpt bei vollständiger Abstinenz von Fixations- und Akkommodationsanreizen. Somit scheint der *Dark Focus of Accommodation* keine Relevanz für das Sehen im Straßenverkehr bei Dämmerung und Nacht zu haben, da dort diverse Fixations- und Akkommodationsreize vorhanden sind.

Im folgenden Abschnitt wird Studie II dargestellt, in welcher die sphärische Aberrations als Ursache für Refraktionsänderungen in Dämmerung und Nacht untersucht wird.

5. Studie zur sphärischen Aberration (Studie II)

Bei der Studie zur sphärischen Aberration handelt es sich um eine retrospektive Auswertung aus Daten der bereits zitierten Veröffentlichung von Hessler et al. (2017). Diese Studie wurde durch die Ethikkommission der Friedrich-Schiller-Universität Jena genehmigt (Anlage C). Ergebnisse dieser Auswertung wurden auf der ARVO 2018 präsentiert (Hessler et al. 2018).

5.1 Zielstellung

Aufgrund der aberrometrischen Berechnungsgrundlagen existiert eine Abhängigkeit zwischen der sphärischen Aberration und der Differenz, welche die Aberrometrie für das sphärische Äquivalent für große und kleine Pupillen ausgibt. In dieser Arbeit soll untersucht werden, ob der Betrag der subjektiven Refraktionsänderung in Abhängigkeit von der Leuchtdichte ebenfalls von der sphärischen Aberration abhängt.

5.2 Material und Methode

Die Daten wurden im Rahmen einer multizentrischen Studie erhoben, wobei in beiden Prüfzentren die gleichen Messgeräte und Prüfverfahren verwendet wurden. Hauptprüfzentrum war das Labor Dunkelrefraktion des Fachgebiets Augenoptik/Optomietrie/Ophthalmotechnologie/Vision Science an der Ernst-Abbe-Hochschule Jena. Des Weiteren gab es ein Prüfzentrum bei der Firma Optik Hessler, Klingenberg a. Main.

5.2.1 Probandenkollektiv

In dieser retrospektiven Auswertung wurden die rechten Augen von 96 Probanden im Alter zwischen 18 und 40 Jahren berücksichtigt. Die Ein- und Ausschlusskriterien der prospektiven Studie, während der die Daten erhoben wurden sind wie folgt:

Einschlusskriterien:

- Alter: 18 bis 40 Jahre zum Ausschluss von Presbyopie und Medientrübung
- Sehschärfe mindestens 0,8 mit bzw. ohne Korrektur

- Binokulares Einfachsehen
- Brillenwerte bis zu sph $\pm 6,0$ dpt und cyl 2,0 dpt

Ausschlusskriterien:

- Okuläre Erkrankungen oder systemische Erkrankungen mit Auswirkungen auf das visuelle System (z.B. Diabetes)
- Medikamente mit Auswirkungen auf den Refraktions- und Akkommodationsstatus
- Hormonelle Schwankungen (z.B. Schwangerschaft, Stillzeit, Pillenwechsel)
- Alkohol- oder Drogenkonsum
- Konzentrationsprobleme oder Übermüdung zum Untersuchungszeitpunkt

Von den 96 Probanden waren 20 Probanden (21 %) männlich und 76 Probanden (79 %) weiblich. Das mittlere Alter lag bei 27 ± 6 Jahren. Die genaue Altersverteilung ist in Abb. 39 dargestellt.

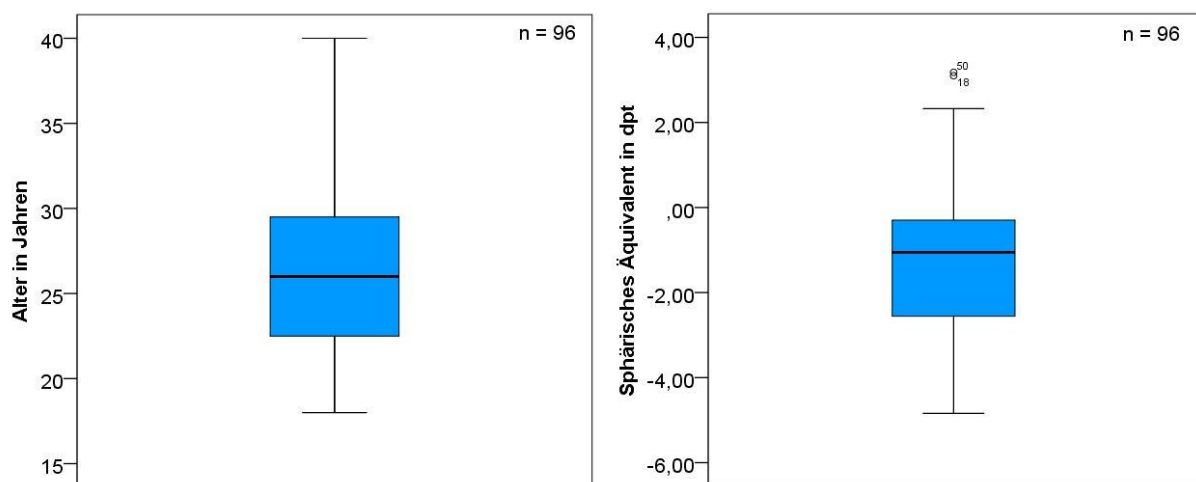


Abb. 39: Boxplotdiagramme zur Darstellung der Verteilungen von Alter (links) und sphärischem Äquivalent (rechts), Studie II.

Das sphärische Äquivalent liegt im Mittel bei $-1,39 \pm 1,68$ dpt. Die höchste Myopie kann mit $-4,84$ dpt und die höchst Hyperopie mit $+3,18$ dpt quantifiziert werden. Die Begrenzung der Refraktionswerte in den Ein- und Ausschlusskriterien wurde aufgrund des Lieferbereichs der Brillengläser gewählt, welche in der ursprünglichen Studie verwendet wurden (Hessler et al. 2017).

5.2.2 Untersuchungsverfahren

Die für diese Auswertung relevanten Untersuchungsverfahren werden im Folgenden dargestellt. Da die Untersuchungen in mehreren Prüfbetrieben durchgeführt wurden, ist ein wesentliches Kriterium die Vergleichbarkeit der Messergebnisse durch vergleichbare Prüfbedingungen. Für die Prüfräume wurde gefordert, dass diese vollständig abdunkelbar sind (0,1 lx) und gleichzeitig für die Refraktion unter photopischen Bedingungen tageslichtähnliche Prüfbedingungen ermöglichen. Sämtliche Lichtquellen der zur Durchführung benötigten Geräte wurden auf minimale Helligkeit reduziert bzw. mit Absorptionsfolien verdunkelt.

Weiterhin wurden in beiden Prüfbetrieben die gleichen Messgeräte und Hilfsmittel verwendet. Die objektive pupillengrößenabhängige Refraktionsbestimmung erfolgte mit dem Aberrometer i.Profiler Plus der Carl Zeiss Vision GmbH. Die subjektive Refraktionsbestimmung wurde in allen Prüfbetrieben mit der Messbrille und nach den Kriterien der Arbeitsrichtlinien für Augenoptik und Optometrie durchgeführt. Als Sehzeichendisplay kam der MultiVisus der Bon Optic Vertriebsges.mbH zum Einsatz.

Zur Bestimmung der Refraktions- und Korrektionswerte für mesopische Lichtbedingungen wurde eine Doppelschicht einer Absorptionsfolie der Fa. LEE Filters (Nr. 299 1.2 Neutral Density, Transmission 6,6 %) vor das Display des MultiVisus geschoben. Diese Anordnung wurde bereits in Abb. 26 dargestellt. Die schwarze Abdeckung des Displays verkleinert die leuchtende Fläche und die Folie reduziert die Leuchtdichte des Raumes auf ein Minimum. Zudem ermöglicht der Einsatz dieser Absorptionsfolie eine Refraktion unter hohem Kontrast. Die Berechnung des Weber-Kontrastes am Sehzeichendisplay mittels Leuchtdichtemesskamera ergab sowohl für die Messanordnung für photopische als auch für die Messanordnung für mesopische Lichtbedingungen einen Kontrastwert von über 90 % und entspricht damit den Vorgaben der DIN EN ISO 8596.

Die Berechnung des Pupillendurchmessers erfolgte softwaregestützt (Abb. 40). Aufgrund der Unschärfe und Pixelung wird hier eine Genauigkeit von $\pm 0,5$ mm angenommen. Als Referenzwert wurde der Hornhautdurchmesser (white to white) mit der Pentacam HR bzw. dem Keratograph 5M (Oculus Optikgeräte GmbH) aufgenommen.



Abb. 40: Softwaregestützte Messung des Pupillendurchmessers. Zur Bestimmung des Pupillendurchmessers im hellen sowie im dunklen Refraktionsraum kamen Infrarotkameras vom Typ *IN-3001* der Fa. INSTAR Deutschland GmbH zum Einsatz.

5.2.3 Untersuchungsablauf

Vor Beginn der Untersuchung erfolgten die Probandenaufklärung und die Prüfung auf Eignung zur Teilnahme an der Studie (Informed Consent). Wurden alle Anforderungen erfüllt und gab der Proband mittels Unterschrift sein Einverständnis zur Studienteilnahme, wurden probanden- und studienspezifische Daten aufgenommen. Hierbei ermittelte ein Aberrometer Abbildungsfehler des Auges niedriger und höherer Ordnung. Anschließend erfolgte eine subjektive Refraktionsbestimmung zur Messung der Fehlsichtigkeit und des Visus im hellen und im dunklen Raum. Dabei wurde nach der Prüfung im Hellen der Raum vollständig abgedunkelt und die Absorptionsfolie vor das Display geschoben. Zur Anpassung an die dunklen Lichtbedingungen sollte der Proband vor der Refraktionsbestimmung 5 Minuten adaptieren. In Dunkelheit wurde zunächst der Visus mit den photopischen Korrektionswerten als Referenz für die Nachtrefraktion ermittelt. Anschließend erfolgte ein sphärischer Abgleich und ein astigmatischer Abgleich mittels Kreuzzylindermethode im dunklen Raum. Sowohl im dunklen als auch im hellen Raum wurde der Pupillendurchmesser mittels Foto durch eine Infrarotkamera ermittelt. Bei der Berechnung des Durchmessers diente der Hornhautdurchmesser als Referenz, der mit der Pentacam HR bzw. dem Keratograph 5M (Oculus Optikgeräte GmbH) aufgenommen wurde.

5.3 Messdaten und Ergebnisse

Folgende Hypothese soll in diesem Abschnitt geprüft werden:

H3: Die subjektive Refraktionsänderung mit abnehmender Leuchtdichte ändert sich umso mehr in Richtung Myopie, je positiver die sphärische Aberration ist.

Dazu sollen zunächst die deskriptiven Werte für Refraktionsänderungen und sphärische Aberration in folgender Tab. 12 dargestellt werden. Aufgrund der hohen Stichprobe kann nach dem zentralen Grenzwertsatz der Statistik Normalverteilung angenommen werden.

Tab. 12: Übersicht über deskriptive Werte der Refraktionsänderungen und der sphärischen Aberration.

	Mittelwert	Standard-abw.	Median	Minimum	Maximum
Objektive Refraktionsänderung zwischen großer Pupille und 3 mm Pupille ermittelt mit dem Aberrometer	-0,23 dpt	0,31 dpt	-0,17 dpt	-1,12 dpt	+0,60 dpt
Subjektive Refraktions-änderung zwischen meso-pischen und photopischen Lichtverhältnissen	-0,28 dpt	0,17 dpt	-0,25 dpt	-0,88 dpt	+0,13 dpt
Sphärische Aberration	0,100 μm	0,146 μm	0,071 μm	-0,286 μm	0,532 μm

Mit diesen Werten soll im Folgenden eine Zusammenhangsanalyse gemacht werden. Zunächst wird die Abhängigkeit der objektiven Änderung des sphärischen Äquivalents mit zunehmender Pupillengröße und der sphärischen Aberration betrachtet.

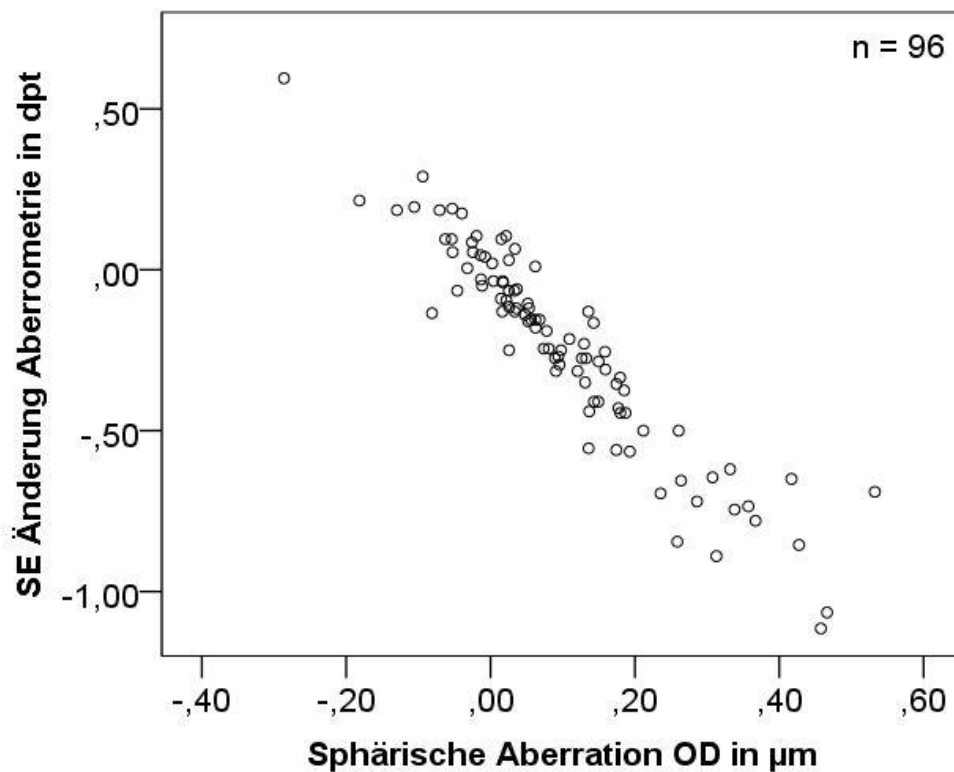


Abb. 41: Objektive Änderung des sphärischen Äquivalents (SE) gemessen mit einem Aberrometer in Abhängigkeit von der sphärischen Aberration.

Im Streudiagramm in Abb. 41 ist eine eindeutige starke negative Korrelation zu finden. Je positiver die sphärische Aberration, desto mehr ändert sich die Differenz des sphärischen Äquivalents zwischen dem individuellen großen Pupillendurchmesser und 3 mm Pupillendurchmesser in Richtung Minus. Diese Korrelation ist statistisch signifikant ($r = 0,949$, $p < 0,001$).

Im Folgenden soll nun geprüft werden, ob auch die subjektive Refraktionsänderung zwischen mesopischen und photopischen Lichtverhältnissen über die sphärische Aberration zu begründen ist. Da sich die aberrometrische Refraktionsänderung auf eine Änderung des Pupillendurchmessers bezieht, ist es notwendig, zu prüfen, ob auch die Pupillengrößen auch im Moment der subjektiven Refraktionsbestimmung mit den am Aberrometer bestimmten Pupillenweiten übereinstimmt. Diese in folgender Tab. 13 dargestellten Werte gewährleisten eine bestmögliche Vergleichbarkeit zwischen objektiven und subjektiven Daten.

Tab. 13: Deskriptive Werte für die Pupillengrößen für Aberrometrieberechnungen und subjektive Refraktionsbestimmung.

Pupillendurchmesser in mm	Mittelwert	Standard-abw.	Median	Minimum	Maximum
Maximaler Pupillendurchmesser Aberrometrie	5,6	0,7	5,7	3,5	7,3
Referenz für photopische Bedingungen (Aberrometer)	Nicht gemessen: Referenzwert 3,0 mm				
Pupillendurchmesser während subjektiver Refraktion in mesopischen Bedingungen	6,5	1,4	6,5	3,5	10,5
Pupillendurchmesser während subjektiver Refraktion in photopischen Bedingungen	4,4	0,7	4,3	2,9	6,4

Daraus ergeben sich dann für die Pupillengrößenunterschiede der objektiven und subjektiven Refraktionsbestimmung die in Tab. 14 abgebildeten Werte.

Tab. 14: Differenzen der Pupillendurchmesser für unterschiedliche Messbedingungen.

Differenz der Pupillendurchmesser in mm	Mittelwert	Standard-abw.	Median	Minimum	Maximum
Aberrometrie: Differenz zwischen maximalem Pupillendurchmesser und 3 mm Pupille	2,6	0,7	2,7	0,5	4,3
Subjektive Refraktion: Differenz aus Pupillendurchmesser in mesopischen und photopischen Bedingungen	2,2	1,2	2,0	-1,3	5,5

Auch wenn bei Anwendung des T-Tests für verbundene Stichproben ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Differenzen ist ($p < 0,01$), so ist ein mittlerer Unterschied von $-0,4 \pm 1,2$ mm nicht als klinisch relevant einzustufen. Daher wird davon ausgegangen, dass die Pupillendurchmesser in beiden Messsituationen (Aberrometrie und subjektive Refraktionsbestimmung) in etwa gleich sind.

In Abb. 42 soll nun der Zusammenhang zwischen sphärischer Aberration und der subjektiven Refraktionsänderung mit abnehmender Leuchtdichte veranschaulicht werden.

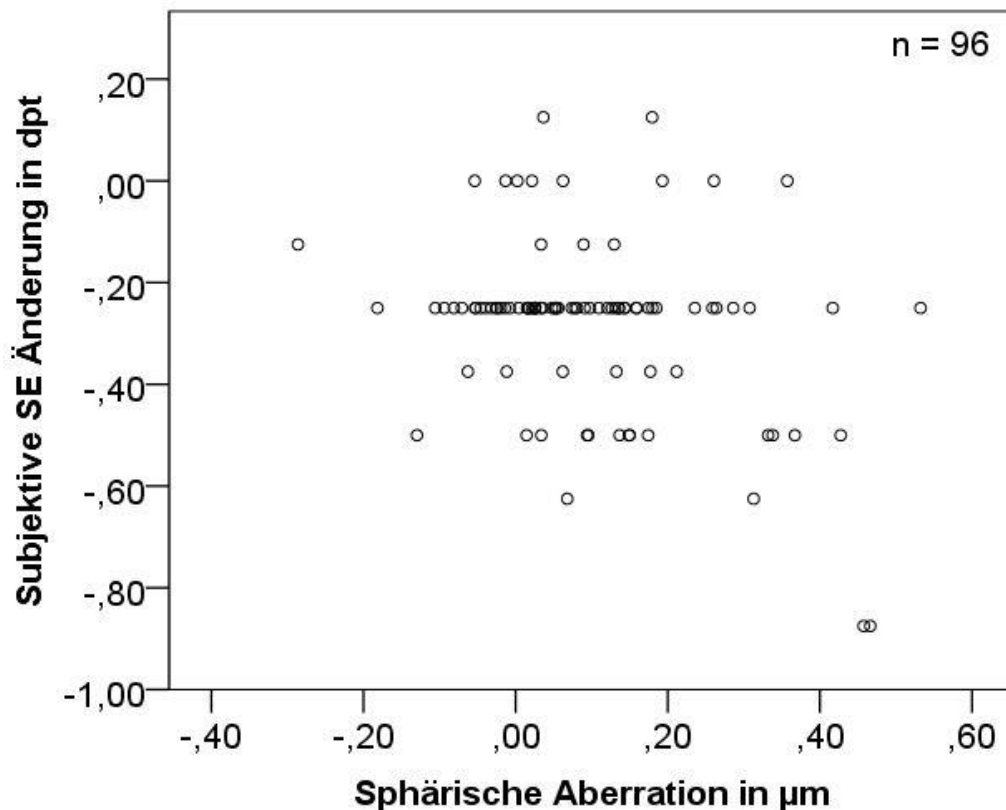


Abb. 42: Subjektive Änderung des sphärischen Äquivalents (SE) mit abnehmender Leuchtdichte (Differenz des SE in mesopischen und photopischen Bedingungen) in Abhängigkeit der sphärischen Aberration.

Im Gegensatz zu der eindeutigen Korrelation in Abb. 41 ist bei der subjektiven Refraktion kein Zusammenhang zu erkennen. Die in der subjektiven Dunkelrefraktion ermittelten Refraktionswerte sind unabhängig von der sphärischen Aberration ($r = -0,330$, $p < 0,01$). Die statistische Signifikanz der schwachen negativen Korrelation ergibt sich vor allem durch Höhe des Stichprobenumfangs. Von einer klinischen Relevanz ist nicht auszugehen. Es ist zudem keine Korrelation zwischen der Höhe der sphärischen Aberration und dem Visus in mesopischen Lichtverhältnissen festzustellen ($r = 0,130$, $p > 0,05$). Somit zeigt sich, dass die objektiven Refraktionswerte der Aberrometrie aufgrund ihrer Berechnungsgrundlage von der sphärischen Aberration abhängen. Es existiert jedoch kein Zusammenhang zwischen der subjektiven Refraktionsänderung mit abnehmender Leuchtdichte und der sphärischen Aberration. Die Hypothese H3 wird abgelehnt.

5.4 Diskussion

In Tab. 3 wurden die Einflüsse aus bisherigen Studien zum Thema Dämmerungs- und Nachtmyopie zusammengefasst. Daraus geht hervor, dass sich die sphärische Aberration als einzige mögliche Einflussgröße auf das Sehen in mesopischen Lichtverhältnissen auswirken kann, da der Purkinje-Shift erst bei niedrigeren Leuchtdichten eintritt und der Einfluss des Dark Focus of Accommodation durch das Vorhandensein von Fixations- und Akkommodationsreizen keinen bedeutenden Einfluss hat (siehe auch 4.4). In dieser Studie soll die Bedeutung der sphärischen Aberration für die Refraktionsänderung beim Übergang von photopische in mesopische Lichtbedingungen quantitativ untersucht werden. Die Tatsache, dass die Auswertung retrospektiv durchgeführt wurde, schmälert aufgrund des hohen und homogenen Stichprobenumfangs sowie der Eindeutigkeit der Ergebnisse nicht deren Aussagekraft. Für die Aberrometrie wurde mit dem i.Profiler Plus (Carl Zeiss Vision GmbH) ein Messgerät mit einer hohen Marktpenetration verwendet. Er wurde auf Basis der Visionix VX 120 Serie (Luneau Technology Deutschland GmbH) konstruiert, dem Marktführer des deutschsprachigen Raums im Bereich Aberrometrie. Sowohl die Aberrometrie als auch die subjektive Refraktionsbestimmung wurden im gleichen Prüfraum durchgeführt. Die Bedingungen waren somit für beide Untersuchungen gleich. Zur Pupillenmessung wurde eine Infrarotkamera verwendet. Aufgrund der teils unscharfen Pupillenkanten wird hier eine Genauigkeit von $\pm 0,5$ mm angenommen. Diese Genauigkeitsschätzung wurde bei der Auswertung berücksichtigt. Somit sind die Pupillendurchmesser (Tab. 14) als gleich zu betrachten. Eine Vergleichbarkeit der Pupillendaten für objektive und subjektive Refraktionsbestimmung wird auch von Martin et al. (2011) gefordert.

Die festgestellte Korrelation zwischen aberrometrischen Refraktionsänderungen und der sphärischen Aberration ist für eine Messung am Menschen in ihrer Stärke fragwürdig. Dies scheint darin begründet zu sein, dass die Firma Zeiss bei der Berechnung der Refraktionswerte für kleinere Pupillendurchmesser einen speziellen Algorithmus hinterlegt haben muss, wonach sich die sphärozyklindrische Kombination nicht ausschließlich aus den Zernike-Koeffizienten der Low Order Aberrations errechnet, sondern eine Berücksichtigung der High Order Aberrations vorliegen könnte. Jedoch konnten Testrechnungen keine der in 3.5.1.3 genannten Formeln bestätigen. Somit verwendet Zeiss wahrscheinlich einen eigenen Algorithmus, welcher nicht bekannt ist. Des Weiteren ist eine Interaktion zwischen Defokus und sphärischer Aberration bekannt (Applegate et al. 2003).

Zu ergänzen ist die Möglichkeit des Einflusses der Duplex-Theorie der Fundusreflexion (siehe Abschnitt 3.5.1.3). Danach wird die sphärische Aberration des Auges bei der Aberrometrie überschätzt, was sich vor allem bei großen Pupillen in einer zu hohen Myopisierung auswirken

kann (Martin et al. 2011). Der Zusammenhang zwischen sphärischer Aberration und Fehlsichtigkeit im Rahmen der Aberrometrie wurde mehrfach publiziert (z.B. Charman 1996).

Die Ergebnisse dieser Auswertung stützen die Aussagen aus der Literatur, wonach der Einfluss der sphärischen Aberration in Bezug auf die Dämmerungsmyopie als sehr gering einzustufen ist (Wald und Griffin 1947; Otero et al. 1948; Chirre et al. 2016). Die beiden erstgenannten Publikationen vermuten Refraktionsänderungen in Richtung Myopie von 0,1 bis 0,5 dpt. Chirre et al (2016) spricht von einem unbedeutenden Einfluss. Diese These kann durch die vorliegende Arbeit gestärkt werden.

5.5 Zwischenfazit

Studie II untersuchte in Form einer retrospektiven Auswertung den Einfluss der sphärischen Aberration auf Refraktionsänderungen in mesopischen Lichtverhältnissen. Bezogen auf die subjektive Refraktion war keine Änderung aufgrund einer höheren sphärischen Aberration festzustellen. Dagegen steht eine starke Korrelation der Aberrometrie basierenden Berechnung der Refraktionsänderung mit zunehmendem Pupillendurchmesser bei abnehmender Beleuchtung. Mit zunehmender positiver sphärischer Aberration war eine stärkere Myopisierung mit zunehmendem Pupillendurchmesser erkennbar. Die Bedeutung der Aberrometrie bzw. der auf Aberrometrie basierenden theoretischen Rechenmodelle sind in Bezug auf deren Auswirkungen auf die subjektive Sehqualität zu überdenken.

Der folgende Abschnitt beschäftigt sich mit der dritten möglichen Ursache für Refraktionsänderungen mit abnehmender Leuchtdichte. Dies ist die Purkinje-Verschiebung, also die Änderung der spektralen Hellempfindlichkeit des Auges in Abhängigkeit von der Leuchtdichte.

6. Untersuchung der spektralen Empfindlichkeit des menschlichen Auges und der Purkinje-Verschiebung

6.1 Entwicklung eines Messverfahrens zur Bestimmung der maximalen spektralen Empfindlichkeit des menschlichen Auges

6.1.1 Anforderungen an das Messverfahren

Die Umsetzung einer Studie zur Bestimmung der maximalen spektralen Empfindlichkeit erforderte ein photometrisches Verfahren, mit welchem die maximale spektrale Hellempfindlichkeit in kurzer Zeit ermittelt werden kann. Das Zeitkriterium ist deshalb ein entscheidender Faktor, weil die Messung in Abhängigkeit von der Adaptationszeit erfolgen soll. Das konzipierte Messverfahren basiert auf der heterochromatischen Flimmerphotometrie (s. 3.3.3.3). Dieses Verfahren zeichnet sich vor allem dadurch aus, dass bei der Bestimmung der Empfindlichkeitsfunktion ein eindeutiges Maximum bei ca. 550 nm entsteht. Die Eindeutigkeit des Maximums ist eine wesentliche Basis für das entwickelte Messverfahren. Wie bei der in Abschnitt 3.3.3.3 beschriebenen heterochromatischen Flimmerphotometrie wird dem Probanden ein flimmernder Stimulus dargeboten, welcher durch das alternierende Aufleuchten von Referenz- und Prüflicht zustande kommt. Der zentrale Unterschied zum klassischen Verfahren ist jedoch die Prüfvariable. So wird bei der herkömmlichen Flimmerphotometrie eine feste Wellenlänge eingestellt, für welche dann der Strahlungsfluss der Lichtquelle durch den Probanden so lange variiert wird, bis das Flimmern minimal wird. Aus der Bildung des Kehrwerts errechnet sich dann die spektrale Empfindlichkeit für die jeweilige Wellenlänge. Aus der Wiederholung dieses Vorgangs für mehrere Prüflichtwellenlängen entsteht eine mehr oder weniger vollständige Funktion.

Da für die vorliegende Fragestellung der exakte Verlauf der spektralen Empfindlichkeitsfunktion nicht von Interesse ist, sondern vielmehr deren Maximum für verschiedene Leuchtdichten, bleibt der Strahlungsfluss bei der neu entwickelten Methode konstant. Hier ist die Wellenlänge die variable Größe. Die Veränderungen des Flimmereindrucks sind somit allein durch die spektrale Hellempfindlichkeit zu erklären. Diese Überlegung bringt entscheidende Vorteile mit sich. Zum einen ist der zeitliche Aufwand für die Messungen wesentlich geringer, denn wie bereits beschrieben ist weniger der exakte Verlauf der Empfindlichkeitskurve von Interesse als deren Maximum. Dies wird durch den Wellenlängenbereich gekennzeichnet, bei dem der wahrgenommene Flimmereindruck am geringsten ist. Zum anderen führt diese zeitliche Ersparnis dazu, dass die Adaptationszeit

berücksichtigt werden kann, da die Messungen in kurzen Zeitintervallen durchgeführt werden können.

6.1.2 Geräte, Hilfsmittel und Bauteile

Als Referenz- und Prüflicht standen zwei verschiedene Lichtquellen zur Verfügung: Eine Halogen-Lampe Halolux 90 der Firma Streppel Glasfaseroptik OHG und eine Xenon-Lampe Spotlight 5000 der Firma Eurosep Instruments. Zur Weiterleitung des Lichts in den Monochromator wurde eine Lichtleitfaser mit flüssigem Kern verwendet. Die Erzeugung monochromatischen Lichts konnte mit dem Oriel Mini-Monochromator der Fa. Newport Corporation realisiert werden. Um die Wellenlängen im Monochromator schnell und gezielt einstellen zu können, wurde aus LEGO Technic ein Zeigeraufsatz gebaut, welche mit einer Aluminiumhülse am ursprünglichen Stellrad des Monochromators befestigt war (Abb. 43).



Abb. 43: Zeigeraufsatz auf dem Stellrad des Monochromators. Diese Konstruktion ermöglichte sowohl eine Änderung der Wellenlänge durch Drehung der Zeiger als auch die Möglichkeit der Zeigerdrehung ohne gleichzeitige Wellenlängenänderung.

Als Anschlag diente ein Messingwinkel. In Abb. 44 ist der Monochromator mit den beschriebenen Komponenten dargestellt.



Abb. 44: Zeigeranschlag (links) und Monochromator mit Zeigeraufsatz und Anschlag (rechts).

Die Erzeugung eines Flimmerreizes basiert auf der alternierenden Darstellung von Referenz- und Prüflicht. Zu diesem Zweck kam ein Elektromotor US2-26EC-A-2 der Fa. Oriental Motor GmbH zum Einsatz, dessen Drehzahl zwischen 100 und 1400 Umdrehungen pro Minute einstellbar war. An der Welle des Motors war ein Chopperrad mit einem Durchmesser von 250 mm befestigt, welches aus je drei gleichmäßigen offenen und geschlossenen Segmenten aufgebaut war. Das Chopperrad wurde im Labor für Laser und Lasertechnik an der Ernst-Abbe-Hochschule Jena aus Aluminium geschnitten.

Um den Strahlungsfluss zu verändern, wurde ein variabler Neutraldichtefilter mit kontinuierlicher Transmissionsänderung NDL-10C-2 der Fa. Thorlabs GmbH verwendet. Die Mechanik, welche eine Verschiebung des Filters ermöglichte, konnte ebenfalls aus LEGO Technic gebaut werden (Abb. 45).

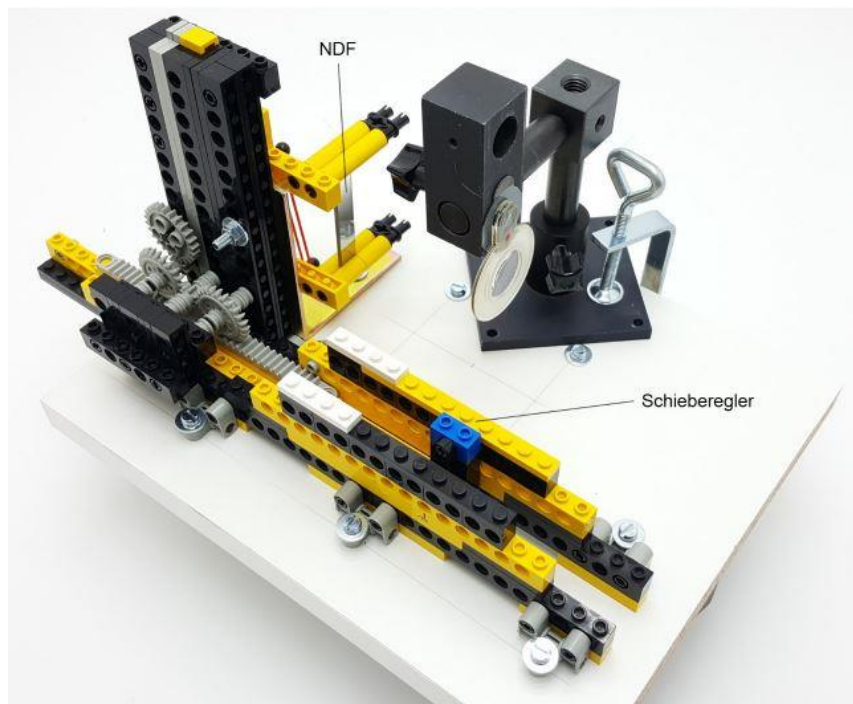


Abb. 45: Filtermechanik mit Neutraldichtefilter (NDF). Über den Schieberegler konnte der NDF verschoben werden. Die kontinuierliche Transmissionsänderung des Filters ermöglichte eine Veränderung der Helligkeit des Prüflichts.

Außerdem fanden folgende Hilfsmittel und Bauteile Anwendung:

- Fernrohr vario Plus, Fa. Eschenbach Optik GmbH (Vergrößerung 8 x 32, Sehfeld 140/1000 m, Sehwinkel 8°)
- Diverse Linsen (+20 dpt, +10 dpt, +8 dpt, +4 dpt)
- Graufilter Nr. 211, 0.9 Neutral Density, Fa. LEE Filters zur Anpassung von Prüf- und Referenzlicht an verschiedene Umfeldleuchtdichten
- Optische Bänke, inkl. Stative, Halterungen und Klammern
- Goldmann Perimeter 940, Haag-Streit AG, dabei wurde das Beobachterfernrohr demontiert und die Öffnung mit einem Mattglas versehen.
- Augenklappe zur Verdeckung des linken Auges und Schmalrandgläser zur Korrektur einer vorhandenen Fehlsichtigkeit
- Spektral-Radiometer Specbos 1211, Fa. Jetti Technische Instrumente GmbH zur Messung der Spektren und Strahldichten

6.1.3 Isoenergetisches Spektrum

Da in diesem abgewandelten Verfahren ausschließlich die Wellenlänge und nicht der Strahlungsfluss geändert wird, muss dieser bei allen zu prüfenden Wellenlängen gleich sein. Das erfordert ein isoenergetisches Spektrum. In der Literatur wird die maximale spektrale Empfindlichkeit für photopische Bedingungen bei 555 nm und nach der Purkinje-Verschiebung bei 507 nm angegeben. Daher wurde für diesen Aufbau ein Wellenlängenbereich von 450 nm bis 650 nm definiert, für welchen das isoenergetische Spektrum vorliegen muss. Keine der verfügbaren Lichtquellen konnte annähernd ein isoenergetisches Spektrum aufweisen. Daher sind die folgenden Möglichkeiten erprobt und diskutiert worden.

6.1.3.1 Xenon-Lampe in Kombination mit Langpassfilter

In Abb. 46 ist das Spektrum der erwähnten Xenon-Lampe bei angeschlossener Lichtleitfaser ohne Filter dargestellt.

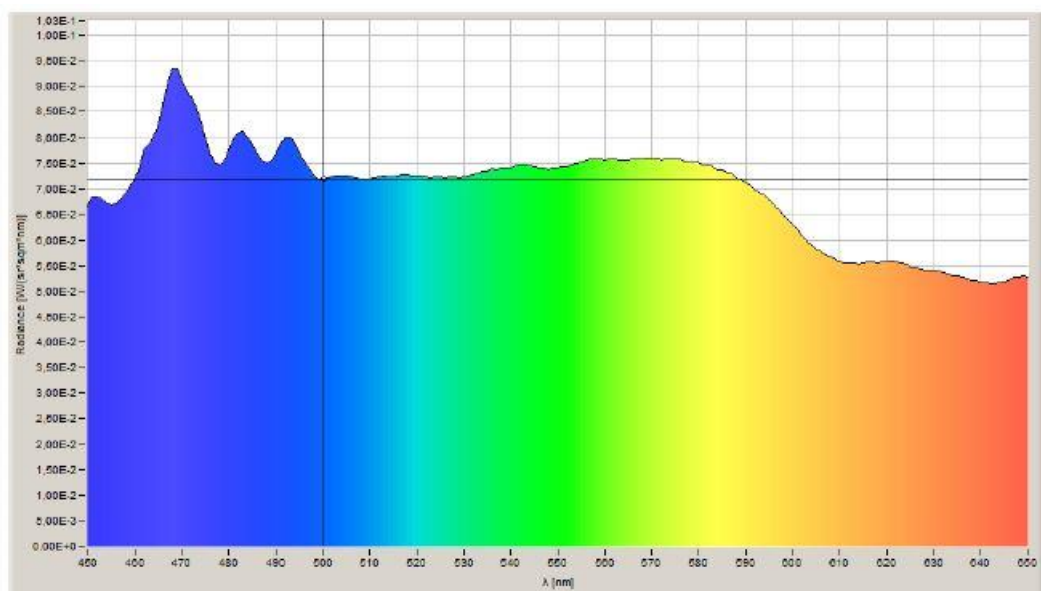


Abb. 46: Spektrum der Xenon-Lampe zwischen 450 und 650 nm. Vor allem im Bereich des blauen Lichts sind drei Peaks zu erkennen. Im Bereich zwischen 500 und 590 nm verläuft das Spektrum relativ homogen, während es im langwelligen Teil abfällt.

Zur Erstellung eines isoenergetischen Spektrums ist es aufgrund des dargestellten Spektrums notwendig, dieses so zu verändern, dass die kurzwelligen Anteile reduziert und die

langwelligen Anteile ab ca. 600 nm möglichst nicht beeinflusst werden. In Abb. 47 ist die relative Strahldichte der Xenon-Lampe zwischen 450 und 580 nm dargestellt.

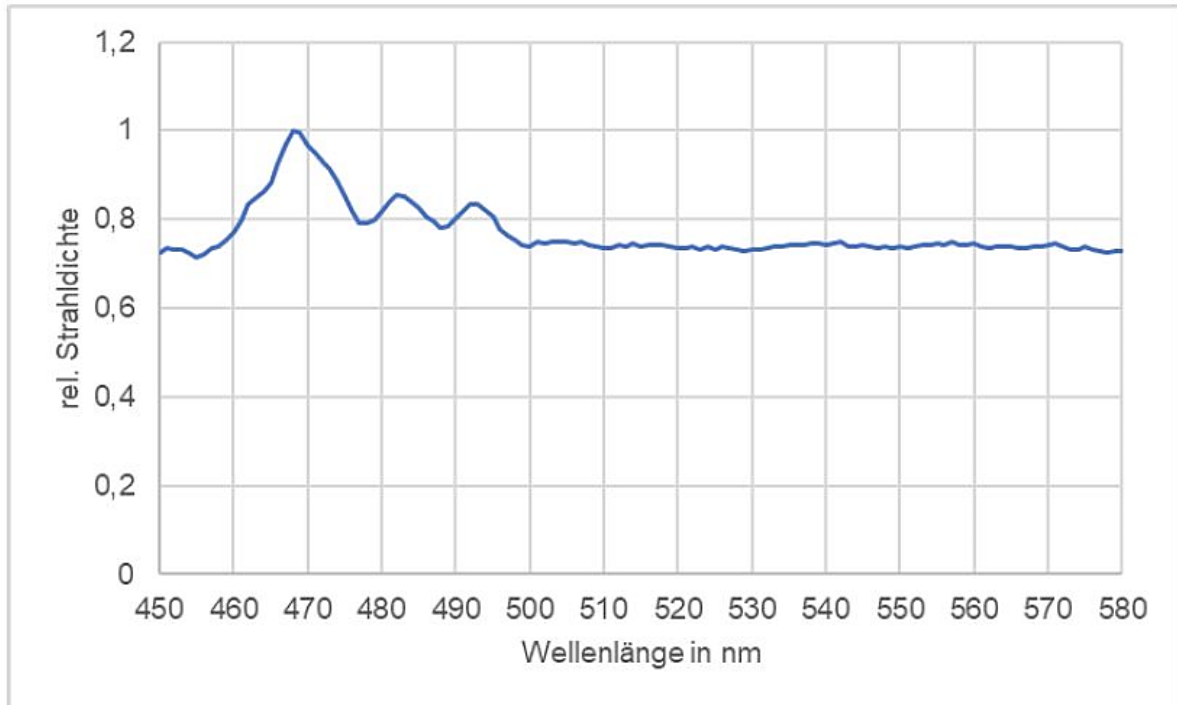


Abb. 47: Relative Strahldichte der Xenon-Lampe zwischen 450 und 580 nm. Das Maximum ist dabei als Wert 1 definiert worden.

Die Schott AG in Mainz stellt ein kostenfreies Kalkulationsprogramm zur Verfügung, mit welchem Transmissionskurven verschiedener Filter berechnet werden können. Als passend hatte sich der Langpassfilter GG455 mit einer Dicke von 6 mm herausgestellt. In Abb. 48 ist die zugehörige Reintransmissionskurve zwischen 450 und 580 nm dargestellt.

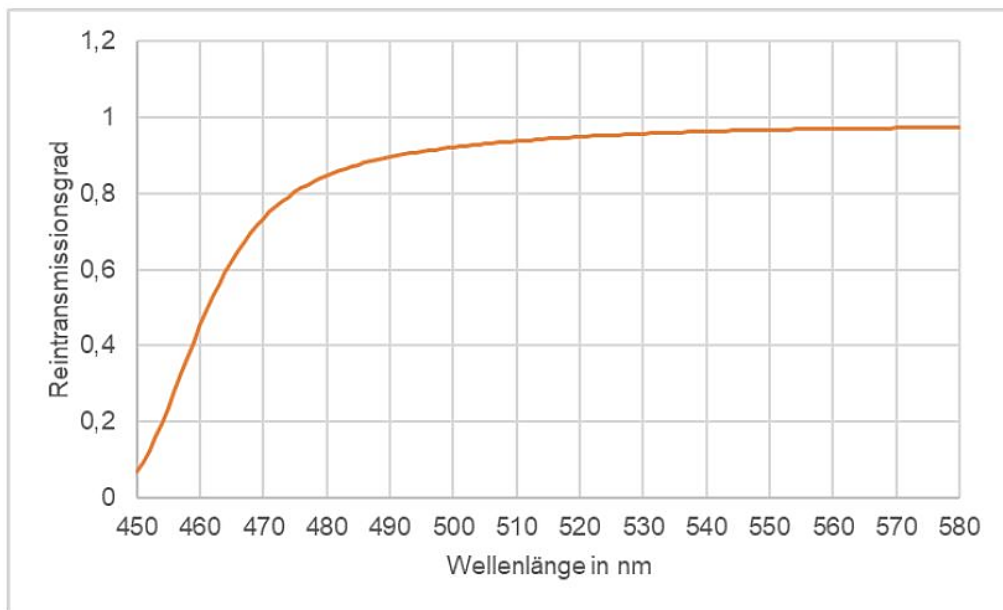


Abb. 48: Reintransmissionskurve des Langpassfilters GG455 der Schott AG mit 6 mm Dicke.

Zur Berechnung des Spektrums, welches sich aus der Kombination von Filter und Xenon-Lampe ergibt, wurden die relativen Strahldichten mit den Transmissionsgraden des Filters multipliziert. Das Ergebnis ist in Abb. 49 ersichtlich.

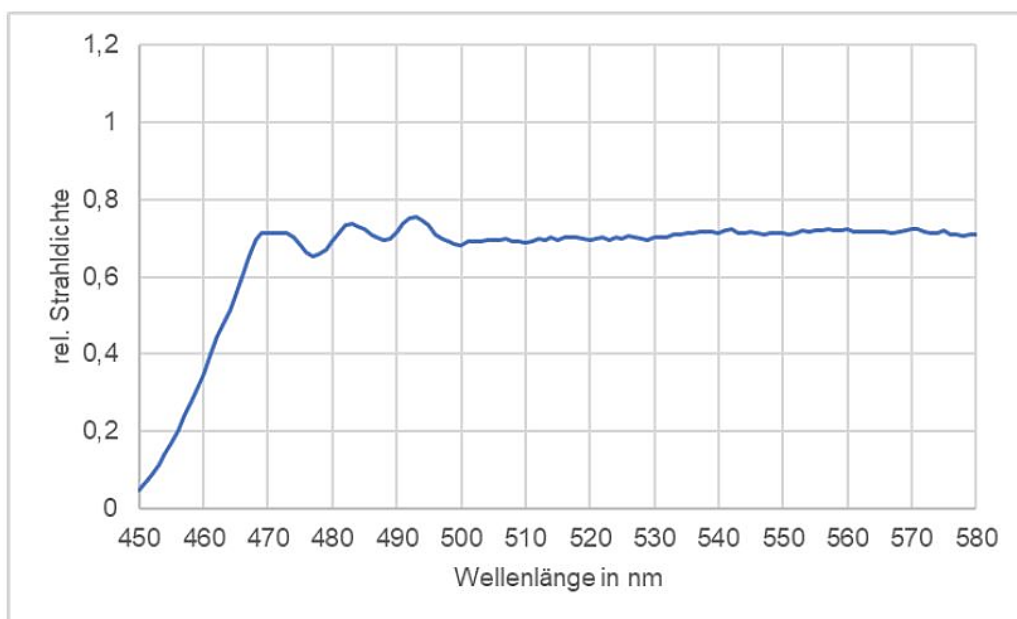


Abb. 49: Resultierende relative Strahldichte der Xenon-Lampe bei Verwendung des Filters G455, 6 mm.

Auch wenn die Peaks im kurzwelligen Bereich geringer ausgeprägt sind als ohne Filter, entsteht eine deutliche Kante im Spektrum bei einer Wellenlänge von 470 nm und kleiner. Aufgrund dieser Einschränkung ist der Ansatz verworfen worden.

6.1.3.2 Halogen-Lampe mit Dispersionsprisma und Neutraldichtefilter

Das charakteristische Spektrum einer Halogen-Lampe zeigt Abb. 50.

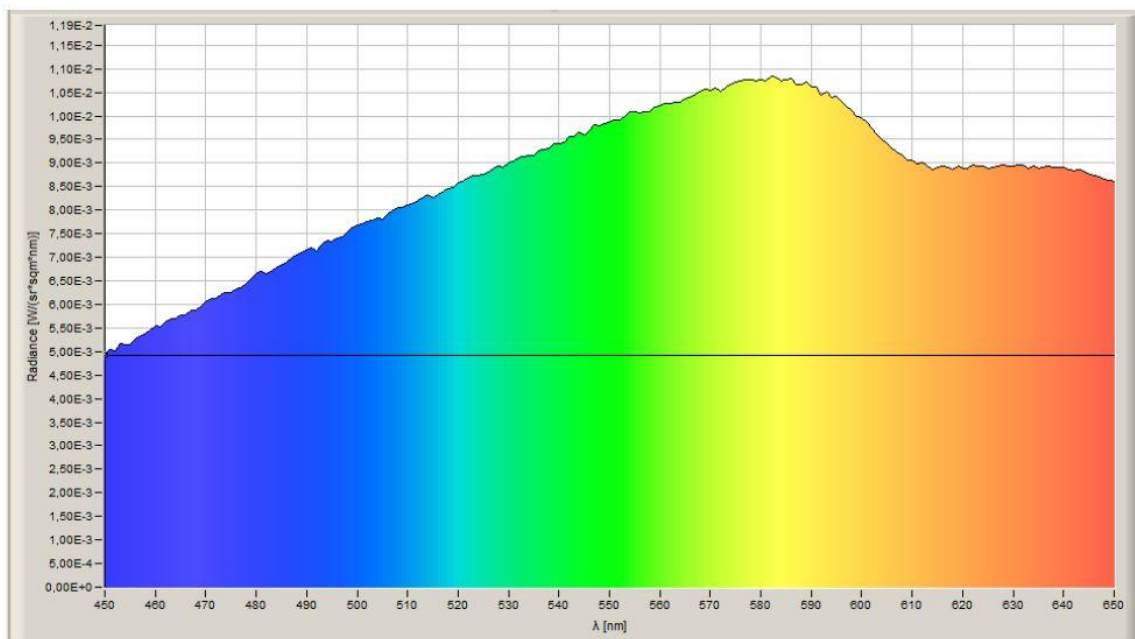


Abb. 50: Das Spektrum der verwendeten Halogen-Lampe bei angeschlossener Lichtleitfaser zeigt einen kontinuierlichen Anstieg mit zunehmender Wellenlänge. In diesem Fall liegt das Maximum bei 585 nm.

Im Folgenden wird nun dargestellt, wie mit der zwischen 450 und 585 nm kontinuierlich steigenden Strahldichte ein isoenergetisches Spektrum realisiert werden soll. Dabei werden die kleineren Unregelmäßigkeiten der Kurve von Abb. 50 vernachlässigt. Die folgende Abb. 51 stellt den Versuchsaufbau, welcher im Anschluss erläutert wird, schematisch dar.

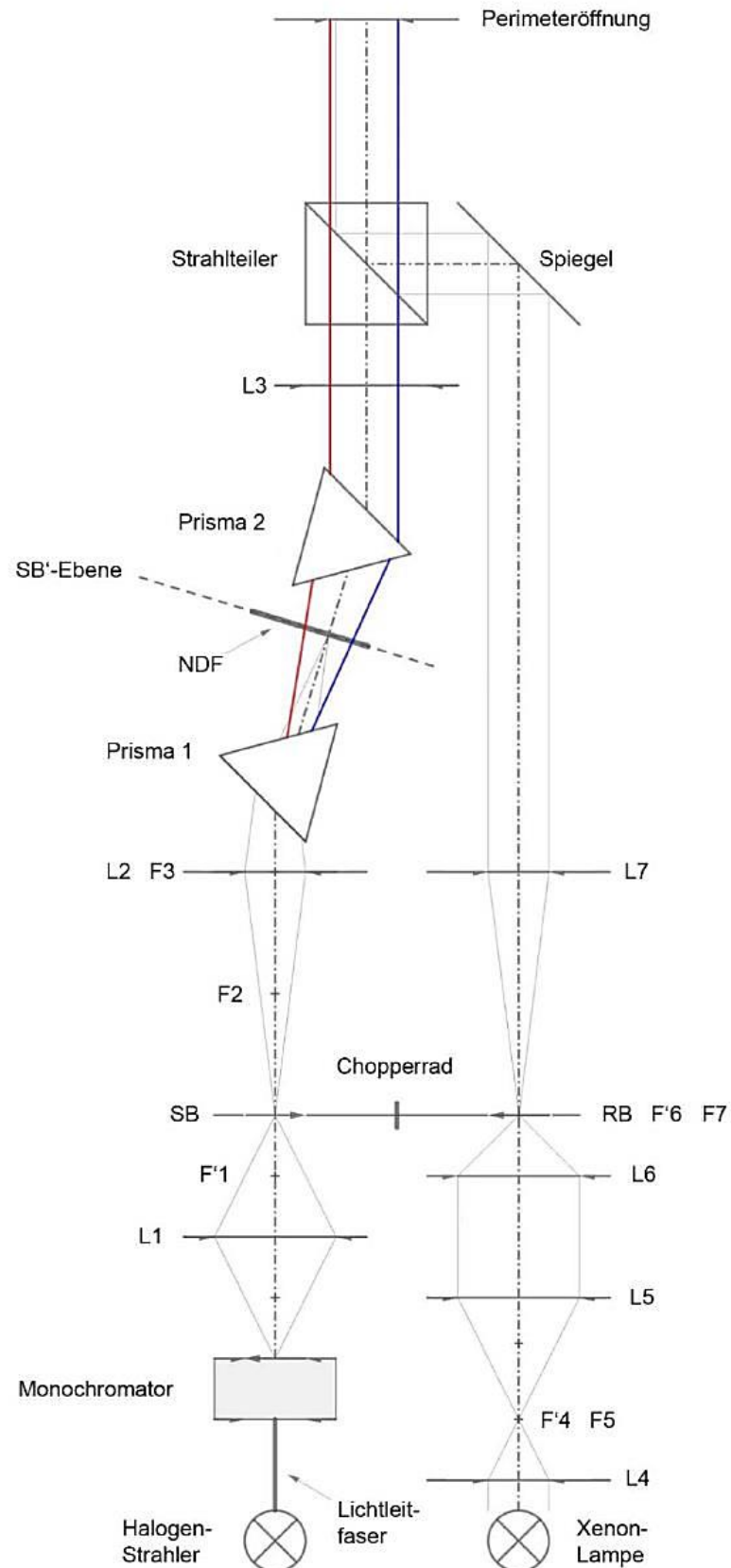


Abb. 51: Strahlengang des Versuchsaufbaus aus Halogen-Lampe mit Neutralsichtfilter (NDF). L = Linse, F/F' = objekt- bzw. bildseitiger Brennpunkt, SB = Spaltbild, RB = Referenzlichtbild. Erklärung im Text.

Um den Lichtverlust möglichst gering zu halten, sorgt die Lichtleitfaser dafür, dass die Objektebene der Halogen-Lampe am Eingangsspalt des Monochromators lokalisiert ist. Sowohl der Eingangsspalt als auch der Ausgangsspalt des Monochromators sind horizontal ausgerichtet, wobei sich der Ausgangsspalt in der doppelten objektseitigen Brennweite einer achromatischen Linse mit +20 dpt befindet (L1 in Abb. 51). In der doppelten bildseitigen Brennweite der Linse befindet sich das Chopperrad. Unter diesen Bedingungen entspricht die Breite des Spaltbildes (SB) der Breite des Ausgangsspalts des Monochromators von 300 μm .

Hinter dem Chopperrad befindet sich eine weitere achromatische Linse mit +8 dpt (L2) sowie ein gleichwinkliges Dispersionsprisma (Prisma 1) mit einer Kantenlänge von 25 mm (Material: F2, $v_d = 36,37$). Durch die Dispersion ist der Ort des Spaltbildes SB' von der Wellenlänge des einfallenden Lichts abhängig. Das Bild verschiebt sich je nach Wellenlänge senkrecht zur optischen Achse. Dadurch, dass der Neutraldichtefilter (NDF) in der Ebene der Spaltbilder SB' positioniert ist, wird die Intensität je nach Wellenlänge unterschiedlich stark reduziert. Somit wirkt der über den Verlauf des NDF linear fallende Transmissionsgrad dem linear steigenden Spektrum der Halogenlampe entgegen.

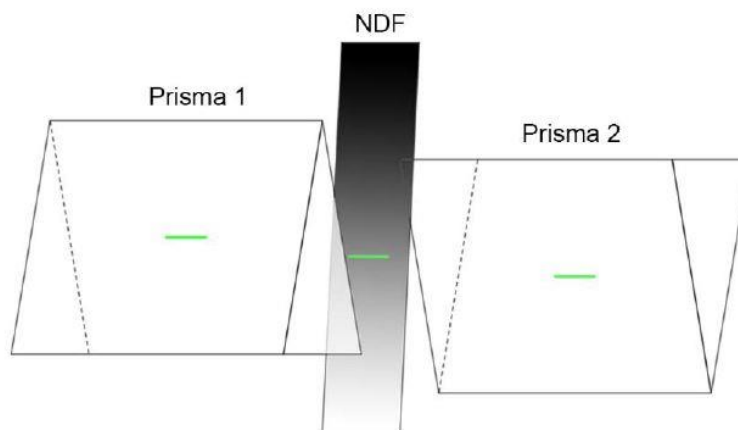


Abb. 52: Anordnung der beiden Dispersionsprismen und des Neutraldichtefilters (NDF).

Nach Berechnungen (Anlage D) ist unter folgenden Bedingungen ein isoenergetisches Spektrum möglich:

Das Prisma 1 ist so positioniert, dass die optische Achse unter einem Winkel von 45° auf die lichtzugewandte Seite des Prismas trifft. Achromat L2 und Prisma 1 müssen entlang der optischen Achse so angeordnet sein, dass die Spaltbilder SB' bei Wellenlängen zwischen 450

und 585 nm einen Abstand von 7,5 mm senkrecht zur optischen Achse aufweisen. Hinter dem Neutralschichtfilter ist ein weiteres Prisma (Prisma 2) angeordnet. Es besitzt die gleichen Eigenschaften wie das Prisma 1 und wird so positioniert, dass die optische Achse einen Winkel von 45° mit der lichtabgewandten Prismenseite bildet. Danach befindet sich mit L3 (+4 dpt) ein weiterer Achromat als Kollimator, dessen objektseitiger Brennpunkt F3 sich in der Ebene der Linse L2 befindet. Somit entsteht ein kreisrundes Bild in der Perimeteröffnung.

Als Referenzlicht dient die Xenon-Lampe. Das austretende achsenparallele Lichtbündel wird in ein Fernrohr vario Plus (Eschenbach Optik GmbH) gelenkt, welches so angeordnet ist, dass das Okular dem Licht zugewandt ist (L4 und L5). Das Fernrohr ermöglicht sowohl eine Strahlaufweitung als auch eine Verringerung des Öffnungswinkels, um die danach folgende Abbildung zu optimieren. Hinter dem Fernrohr bildet eine achromatische Linse L6 (+20 dpt) das Referenzlicht in der Ebene des Chopperrads ab, dessen Bildpunkt durch das Fernrohr so verkleinert wird, dass eine annähernd rechteckige Pulsform des Flimmerreizes möglich wird. Um Überlagerungen beim Wechsel zwischen Referenz- und Prüflicht zu vermeiden, sollten Spaltbild (SB) und Referenzlichtbild (RB) sowohl möglichst klein als auch gleich groß sein. Dieses Prinzip wird in Abb. 53 veranschaulicht. Die Größenanpassung erfolgte durch visuellen Vergleich.

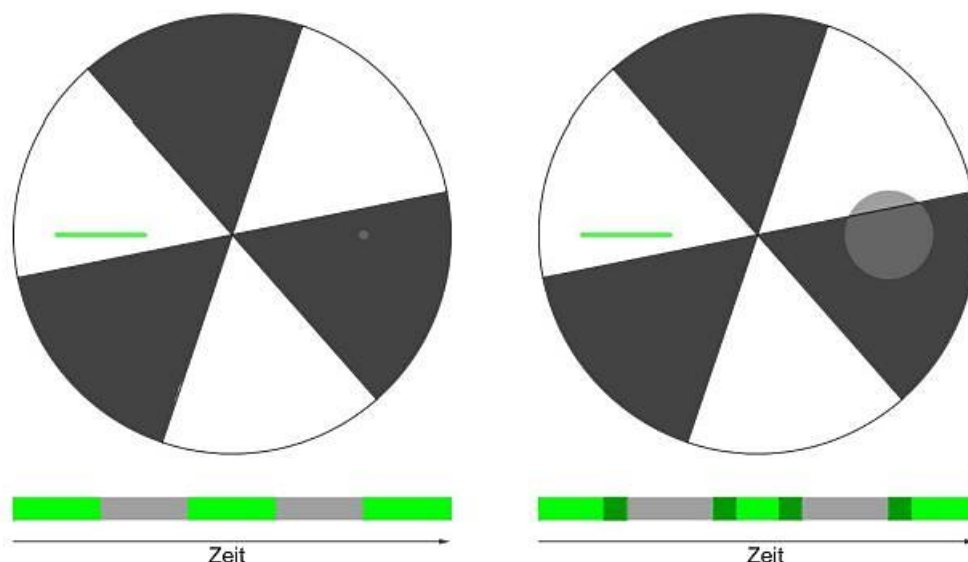


Abb. 53: Auswirkungen unterschiedlich großer Abbildungen von Prüflicht (grüne Linie) und Referenzlicht (grauer Punkt) in der Ebene des Chopperrads. Es ist sichtbar, dass im linken Bild die Überlagerungen beim Wechsel zwischen Prüf- und Referenzlicht bei Rotation des Chopperrads minimal sind (grüne und graue Linien zeigen zeitlichen Verlauf). Dies ist der Fall, wenn die Breite des Spaltbildes identisch mit dem Durchmesser des Bildpunkts ist. Im rechten Teil der Abbildung ist das Referenzlicht deutlich größer. Dies sorgt für Überlagerungen zwischen Prüf- und Referenzlicht (dunkelgrüne Bereiche im zeitlichen Verlauf). Somit ergibt sich keine rechteckige Pulsform des Flimmerreizes.

Zurück zu Abb. 51: Die Linse L7 (+10 dpt) bewirkt eine Kollimation des Referenzlichtstrahlengangs. Dieser wird im Anschluss über einen Spiegel sowie einen Strahlteiler so umgelenkt, dass er ebenfalls auf die Perimeteröffnung trifft.

Ziel dieses Versuchsaufbaus war die stufenlose Regulierung der Wellenlänge des Prüflichts durch den Probanden. Er wurde jedoch aus den folgenden Gründen verworfen:

- schlechte Abbildungsqualität der vorhandenen Linsen: Abbildung auf dem Neutralschichtfilter war nicht ausreichend scharf
- trotz des zweiten Prismas verschob sich das Prüflicht in der Perimeteröffnung in Abhängigkeit von der Wellenlänge
- Lichtreduktion durch die beiden Prismen und den Strahlteiler hätten die Untersuchung in den gewünschten Bedingungen unmöglich gemacht
- hoher Justieraufwand und Fehleranfälligkeit durch den Aufbau mit beiden Prismen und dem Strahlteiler

Durch diese Einschränkungen wurden die theoretischen Überlegungen und praktischen Versuche nicht vermessungstechnisch überprüft.

6.1.3.3 Xenon-Lampe in Kombination mit Neutralschichtfilter

Die folgende Möglichkeit zur Realisierung des isoenergetischen Spektrums ist in Studie III zur Purkinje-Verschiebung angewandt worden. Die folgenden Abbildungen Abb. 54 und Abb. 55 zeigen den Versuchsaufbau, welcher im Anschluss erläutert wird.



Abb. 54: Versuchsaufbau Xenon-Lampe mit Neutralsichtfilter in der Draufsicht.

Die Xenon-Lampe dient als Prüflicht, das direkt am Eingangsspalt des Monochromators aus der Lichtleitfaser austritt. Dessen Ausgangsspalt befindet sich in der zweifachen objektseitigen Brennweite einer achromatischen Linse (+20 dpt). Somit entsteht das Spaltbild (SB) in der doppelten bildseitigen Brennweite, in deren Ebene der Neutralsichtfilter vertikal angeordnet ist. Über die in 6.1.2 beschriebene Mechanik lässt sich der Filter senkrecht zur optischen Achse verschieben und ermöglicht dadurch eine Regulierung des Strahlungsflusses des monochromatischen Prüflichts.

Nach dem Neutralsichtfilter ist eine weitere achromatische Linse L2 (+20 dpt) positioniert, deren Abstand zum Filter 10 cm, also die doppelte objektseitige Brennweite beträgt. Das Chopperrad ist 10 cm hinter der Linse angeordnet. Unmittelbar vor dem Chopperrad ist eine Halterung angebracht, welche für die verschiedenen Graufilter vorgesehen ist, mit denen die Intensität des Prüflichts der Umfeldleuchtdichte angepasst werden kann. Dies erfolgt über Neutralsichtfilter. Hinter dem Chopperrad bildet ein Achromat L3 (+8 dpt) das Prüflicht in der Perimeteröffnung ab. Dabei dient das Bild von Linse L1, welches durch Linse L2 erzeugt wird, als Objekt. Somit entsteht ein kreisrundes Bild auf dem Mattglas an der Perimeteröffnung.

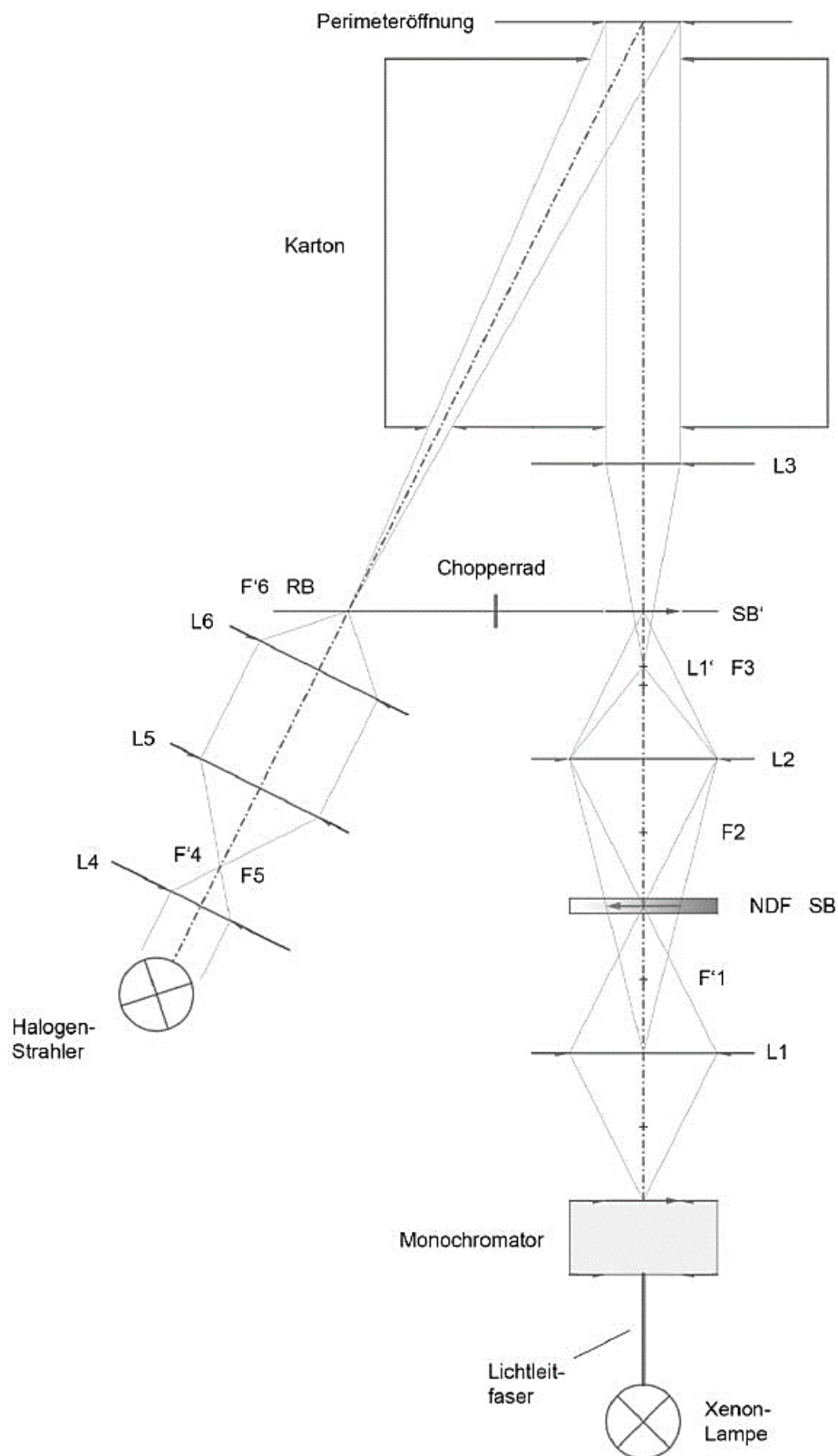


Abb. 55: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus: Xenon-Lampe mit Neutraldichtefilter (NDF). L = Linse, F/F' = objekt- bzw.- bildseitiger Brennpunkt, SB = Spaltbild, RB = Referenzlichtbild. Erklärung im Text.

Als Referenzlicht dient die Halogen-Lampe, deren Licht zunächst achsenparallel verläuft und dann auf das Okular (L4) des Fernrohrs vario Plus trifft. Die resultierende Strahlaufweitung verkleinert den bildseitigen Öffnungswinkel. Die Linse L6 (+20 dpt) hinter dem Fernrohr bildet das Referenzlicht in der Ebene des Chopperrads ab. Durch das Fernrohr verkleinert sich der Bildpunkt und die Abbildungen von Prüf- und Referenzlicht erscheinen gleich groß und möglichst klein wie bereits in Abb. 53 beschrieben.

Hinter dem Chopperrad ist eine Halterung für die Neutralsdichtefilter eingebaut, welche, genau wie beim Prüflicht, dafür vorgesehen ist, die Intensität des Referenzlichts in Abhängigkeit von der gewünschten Leuchtdichtebedingung zu regulieren. Das Referenzlicht trifft dann mit divergentem Verlauf auf die Perimeteröffnung und füllt dabei die Perimeteröffnung vollständig aus, sodass keine weitere Linse notwendig ist. Ein weiterer Vorteil ist, dass auf einen Strahlteiler verzichtet werden kann, weil Prüf- und Referenzstrahlengang konvergent zueinanderstehen. Unmittelbar vor der Perimeteröffnung steht ein Karton, der auf der lichtzugewandten Seite zwei Spalten hat (Prüf- und Referenzlicht) und auf der lichtabgewandten Seite einen Spalt, welcher direkt vor der Perimeteröffnung positioniert ist. Dadurch soll ein negativer Einfluss von möglichem Streulicht in der Perimeteröffnung minimiert werden.

Mit diesem Versuchsaufbau wird kein direktes isoenergetisches Spektrum bei der Xenon-Lampe erzeugt, sondern eine Korrektur des monochromatischen Lichts nach Durchlaufen des Monochromators vorgenommen. So kommen dennoch konstante Strahldichten in der Perimeteröffnung an. Eine stufenlose Verschiebung des Neutralsdichtefilters ist aus mechanischen und koordinativen Gründen nicht umsetzbar. Dies kann nur stufenweise erfolgen. Dies liegt unter anderem auch daran, dass der Prüfer bei der Durchführung des Versuchs nicht nur die Wellenlänge verändern muss, sondern auch die Position des Neutralsdichtefilters. Daher muss der Prüfer geübt und mit dem Versuchsaufbau vertraut sein.

Der große Vorteil dieser Methode liegt in der vollständigen Ausnutzung des Wellenlängenbereichs von 450 nm bis 650 nm und könnte theoretisch sogar erweitert werden, weil Wellenlänge und Intensität des Prüflichts unabhängig voneinander variiert werden können. Der Verzicht auf optische Bauteile, wie z.B. Strahlteiler, ermöglicht eine hinreichend hohe Strahldichte in der Perimeteröffnung. Zudem ist der Justieraufwand im Vergleich zum Lösungsansatz mit der Halogenlampe und dem Neutralsdichtefilter relativ gering und die Fehleranfälligkeit des Versuchs sinkt. Aufgrund der erwähnten Vorteile dieses Verfahrens wurde dies für die im Folgenden beschriebene Studie verwendet.

6.1.4 Funktionsweise der Ermittlung der maximalen spektralen Empfindlichkeit mit dem entwickelten Untersuchungsverfahren

Das in Abschnitt 6.1.3.3 erläuterte Verfahren zur Ermittlung der maximalen spektralen Empfindlichkeit des menschlichen Auges setzt sich aus zwei Bestandteilen zusammen: Die Bestimmung der Flimmerfrequenz und der Wellenlängenabgleich.

6.1.4.1 Bestimmung der Flimmerfrequenz

Wie bereits in Abschnitt 3.3.3 beschrieben, muss die Flimmerfrequenz bei der Flimmerphotometrie oberhalb der Farbverschmelzungsfrequenz und unterhalb der Flimmerverschmelzungsfrequenz liegen. Die Ermittlung der Flimmerfrequenz erfolgt für jeden Probanden individuell und ausschließlich mit Hilfe des Referenzlichts. Somit soll eine mögliche wellenlängenabhängige Beeinflussung durch monochromatisches Licht vermieden werden, da der Proband die Änderung des Flimmereindrucks aufgrund der unterschiedlichen Wellenlängen wahrnehmen soll. Die Bestimmung der Frequenz mit Prüf- und Referenzlicht würde somit unterschiedliche Ergebnisse in Abhängigkeit von der eingestellten Prüflichtwellenlänge liefern. Das Prüflicht wird bei diesem Verfahren jedoch nicht abgeschaltet, sondern lediglich mit einer lichtundurchlässigen Karte abgeschattet, da sonst beim Wiedereinschalten das Einbrennen der Xenon-Lampe abgewartet werden müsste.

Folgende „Default-Einstellungen“ werden vor der Bestimmung der Flimmerfrequenz eingestellt:

- Perimeterleuchtdichte 10 cd/m^2
- Der Proband ist mit okkludiertem linken Auge in der Kinn- und Stirnstütze des Perimeters positioniert und stellt sich kurze Zeit auf diese Prüfsituation ein
- Das Referenzlicht wird je nach gewünschter Prüfleuchtdichte mit Graufiltern gedämpft
- Das Chopperrad rotiert mit einer Drehzahl von 100 U/min .

Die Bestimmung der Flimmerfrequenz erfolgt in folgenden Schritten:

Das Perimeter wird auf die Leuchtdichte eingestellt, bei welcher anschließend die maximale spektrale Empfindlichkeit ermittelt werden soll. Erfolgt die Messung unter 10 cd/m² entfällt dieser Schritt, da bereits die gewünschte Leuchtdichte vorliegt. Die Flimmerfrequenz wird aus der Flimmerverschmelzungsfrequenz ermittelt, welche zunächst gemessen wird. Dazu erhält der Proband die folgende Anweisung:

„Schauen Sie bitte geradeaus auf die Öffnung des Perimeters. Sie sehen dort einen flackernden Lichtpunkt. Die Geschwindigkeit, mit welcher dieser flackert, wird nun schrittweise erhöht. Sagen Sie bitte Stopp, sobald Sie kein Flimmern mehr wahrnehmen und das Licht konstant leuchtet.“

Die Drehzahl des Chopperrads wird nun in Schritten von 20 U/min erhöht, was einer Änderung der Flimmerfrequenz von 1 Hz entspricht. Dies ergibt sich aus dem folgenden Zusammenhang:

Das Chopperrad besteht aus je drei offenen und geschlossenen Segmenten. Eine vollständige Umdrehung des Rades ist daher mit drei Flimmerperioden (P) gleichzusetzen. Die Umrechnung von U/min in Hertz ist nachfolgend beschrieben:

$$1 \frac{U}{min} = 3 \frac{P}{min} \quad (XI)$$

$$1 \frac{U}{min} = \frac{1}{60} \frac{U}{s} = \frac{3}{60} \frac{P}{s} = \frac{1}{20} Hz$$

$$20 \frac{U}{min} = 1 Hz$$

Nach jeder Erhöhung der Drehzahl um 20 U/min wird ca. 3 Sekunden abgewartet, bevor mit der weiteren Beschleunigung fortgefahren wird. Dadurch wird die Latenzzeit zwischen Drehzahländerung und tatsächlicher Drehzahl des Motors berücksichtigt und der Proband hat hinreichend Zeit, den Lichtpunkt bzgl. des Flimmereindrucks zu beurteilen. Signalisiert der Proband während einer Drehzahländerung, dass der Lichtpunkt nicht mehr flackert, wird die nächsthöhere Drehzahlstufe als Flimmerverschmelzungsfrequenz angenommen. Ist die Flimmerverschmelzungsfrequenz erreicht, wird die Motordrehzahl um 100 U/min (5 Hz) reduziert und erneut die Verschmelzungsfrequenz bestimmt. Insgesamt erfolgt dieser Vorgang drei Mal. Wichtig während der Messung ist, dass die Probanden regelmäßig blinzeln, da eine Veränderung des Tränenfilms zu einer fehlerhaften Wahrnehmung der geringen Kontraste des Lichtreizes führen kann.

Aus den erhaltenen drei Drehzahlen erfolgt nun eine Mittelwertbildung. Dieser Wert wird anschließend durch 1,5 dividiert und auf Schritte von 20 U/min (ganzzahlige Frequenzen) gerundet. Die Periodendauer des Flimmerreizes ist dadurch um 50 % länger als bei der Flimmerverschmelzung. Der Wert 1,5 wurde durch Testmessungen bei der Erstellung des Prüfablaufs definiert. In der Literatur gibt es keine Anhaltspunkte dafür, um wie weit die Flimmerverschmelzungsfrequenz zur Durchführung der Flimmerphotometrie zu reduzieren ist. Um sicherzugehen, dass die Drehzahl nach der Division noch oberhalb der Farbverschmelzungsfrequenz ist, werden die Probanden gefragt, ob ein farbiges Licht zu sehen ist oder ein weißes und farbiges jeweils im Wechsel. Das folgende Beispiel in Tab. 15 verdeutlicht das Prinzip der Ermittlung der Flimmerfrequenz.

Tab. 15: Beispiel für die Ermittlung der Flimmerfrequenz.

Einzelwerte Motordrehzahl in U/min	Mittelwert (gerundet) in U/min	Division durch 1,5	Einzustellende Drehzahl Rundung auf Schritte von 20 U/min	Flimmerfrequenz in Hz
420	427	285	280	14
420				
440				

6.1.4.2 Wellenlängenabgleich

Mit der Bestimmung der Flimmerfrequenz wurden die Voraussetzungen für die anschließende Bestimmung der maximalen spektralen Empfindlichkeit geschaffen. Diese wird über den Wellenlängenabgleich in Form eines Sukzessiv-Vergleichs zweier Flimmereindrücke bestimmt, wobei der Proband angeben soll, bei welchem der beiden Eindrücke das Flimmern geringer erscheint. In Vorversuchen wurde untersucht, welcher Wellenlängenunterschied zwischen den beiden Eindrücken minimal vorliegen muss, damit diese eindeutig zu erkennen sind. Versuche mit 10 nm, 25 nm und 50 nm kamen zu dem Ergebnis, dass mit einer Differenz von 10 nm bei keinem der Probanden eine Änderung des Flickerreizes erkennbar war. 25 nm waren in der Regel zentral gut zu beurteilen und bei 50 nm konnte meist ein eindeutiger Unterschied zwischen den Flimmerreizen erkannt werden. Dies ist wichtig, da die Effektgröße der Purkinje-Verschiebung in der Größenordnung von 50 nm liegt. Somit erfolgt im Rahmen des Wellenlängenabgleichs zunächst ein Vergleich zwischen 450 und 500 nm, danach

zwischen 500 und 550 nm, usw. Die Anweisung an den Probanden lautet wie folgt: „Vergleichen Sie bitte die folgenden beiden Seheindrücke miteinander. Bei welchem der beiden ist das Flimmern geringer: Bei Seheindruck 1 (entsprechende Wellenlänge ist am Monochromator eingestellt) oder bei Seheindruck 2 (Wellenlänge wird um 50 nm verändert).“ Ist sich der Proband unsicher, kann der Wellenlängenwechsel einmal wiederholt werden. Die Antwort des Probanden wird anschließend auf dem Dokumentationsbogen mit dem entsprechenden Zeichen für mehr oder weniger (< oder >) notiert. Sollte auch nach der Wiederholung noch kein Unterschied bzgl. des Flimmerns der beiden Eindrücke erkennbar sein, wird dies mit einem Gleichheitszeichen (=) festgehalten. Ein Beispiel ist in Abb. 56 dargestellt.

450	>			500	>			550	=			600	<			650
450		475		500		525		550		575		600		625		650

Abb. 56: Auszug aus dem Dokumentationsbogen zur Bestimmung der maximalen spektralen Hellempfindlichkeit. Die Zahlen stehen für die Wellenlänge des Prüflichts. Je nach Antwort des Probanden nach dem Sukzessiv-Vergleich wird über Zeichen (<, >, =) eingetragen, bei welcher Wellenlänge das Flimmern mehr oder weniger wahrnehmbar war.

Nachdem alle vier Vergleiche in 50 nm Abstufungen im Bereich zwischen 450 und 650 nm erfolgt sind, soll der Bereich, in welchem die maximale spektrale Empfindlichkeit liegt, in 25 nm Abstufungen weiter eingeschränkt werden. Dazu dient der Wellenlängenwert als Ausgangsbasis, bei welchem das Flimmern im vorangestellten 50 nm Vergleich am geringsten erscheint. War im 50 nm Vergleich zwischen zwei Wellenlängen kein Unterschied wahrzunehmen, ergeben sich für den weiteren Verlauf die in folgender Tab. 16 dargestellten Optionen.

Tab. 16: Festlegung der Ausgangswellenlänge für den Abgleich in 25 nm Abstufungen.

Ergebnis des Wellenlängenabgleichs mit 50 nm Intervallen	Maßnahme bzw. Ausgangswellenlänge für den Abgleich in 25 nm Intervallen
$\dots > 500 < \dots$	500
$\dots > 500 = 550 < \dots$	525 als Mittelwert
$\dots > 500 = 550 = 600 < \dots$	<p>Erneuter 50 nm Abgleich mit den betroffenen Wellenlängen.</p> <ul style="list-style-type: none"> - werden ein oder beide = Zeichen durch ein anderes Symbol ersetzt, s. oben - bleibt das Ergebnis unverändert: 550 als Mittelwert
$\dots > 500 = 550 = 600 = 650 < \dots$	<p>Erneuter 50 nm Abgleich mit den betroffenen Wellenlängen.</p> <ul style="list-style-type: none"> - werden ein oder beide = Zeichen durch ein anderes Symbol ersetzt, s. oben - bleibt das Ergebnis unverändert: Messung nicht verwertbar

Der 25 nm Abgleich erfolgt nach dem gleichen Prinzip wie der 50 nm Abgleich, wobei von der Ausgangswellenlänge sowohl in Richtung kurz- als auch in Richtung langwelliges Licht getestet wird. Die Sukzessiv-Vergleiche werden solange fortgeführt, bis sich das Flimmern bei Seheindruck 2 erstmalig verstärkt. Sie enden jedoch spätestens bei der Wellenlänge, welche 25 nm über bzw. unter dem Bereich liegt, in dem beim 50 nm Abgleich das Flimmern am geringsten war.

Bei der Wiederholung dieses Durchlaufs (50 und 25 nm Abgleich) wird dann entsprechend mit der Gegenrichtung begonnen. Das heißt: Wird der erste Durchlauf bei 450 nm in Richtung höherer Wellenlängen gestartet, erfolgt der zweite Durchgang von längeren hin zu kürzeren Wellenlängen mit Beginn bei 650 nm.

Im Folgenden sollen Beispiele die Durchführung und Dokumentation der Messmethodik veranschaulichen.

Beispiel 1:

450	>			500	>			550	<			600	<			650
450		475		500		525		550		575		600		625		650

Das Flimmern wurde während des 50 nm Abgleichs bei einer Wellenlänge von 550 nm am geringsten wahrgenommen. Daher reicht es für den 25 nm Abgleich aus, Sukzessiv-Vergleiche zwischen 575 und 550 nm sowie zwischen 550 und 525 nm vorzunehmen.

Beispiel 2:

450	>			500	>			550	=			600	<			650
450		475		500		525		550		575		600		625		650

Beim 50 nm Abgleich war das geringste Flimmern zwischen 550 und 600 nm wahrzunehmen, wobei es keinen Unterschied bzgl. der Intensität des Flimmerreizes zwischen diesen beiden Wellenlängen gab. Nach Tab. 16 ist die Ausgangswellenlänge für den anschließenden 25 nm Abgleich 575 nm. Es wird zunächst in Richtung längerer Wellenlängen geprüft. Dabei liegt die Obergrenze bei 625 nm. In diesem Beispiel hat sich bereits beim Übergang von 575 auf 600 nm der Flimmerreiz verstärkt, worauf nicht weiter geprüft werden muss. Dies wird wie folgt dokumentiert:

450	>			500	>			550	=			600	<			650
450		475		500		525		550		575	<	600		625		650

Danach wird in Richtung kürzerer Wellenlängen geprüft, wobei die Untergrenze in diesem Fall bei 525 nm liegt. In diesem Beispiel zeigt sich die wahrgenommene Flimmerintensität zwischen 575 und 550 nm unverändert und verstärkt sich beim Übergang von 550 nm nach 525 nm. Die Dokumentation wird wie folgt ausgeführt:

450	>			500	>			550	=			600	<			650
450		475		500		525	>	550	=	575	<	600		625		650

Das Ergebnis zeigt in diesem Beispiel, dass die Flimmerintensität zwischen 550 und 575 nm liegt.

6.1.5 Handhabung der Bauteile

6.1.5.1 Handhabung des Monochromators

Ausgangsbasis für den Wellenlängenabgleich ist, dass der Monochromator, je nachdem mit welcher Wellenlänge begonnen wird, auf 450 nm bzw. 650 nm eingestellt ist. Die Handhabung der Mechanik beim 50 nm Abgleich ist schematisch in folgender Abb. 57 dargestellt.

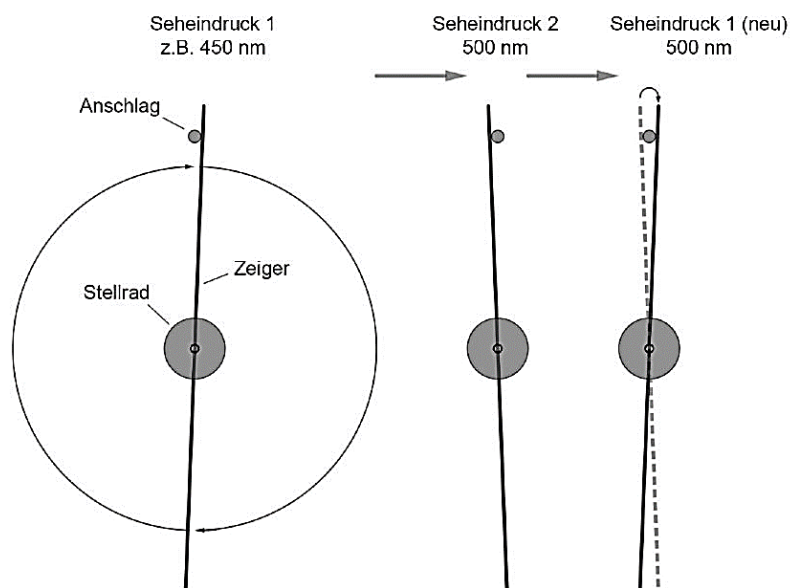


Abb. 57: Handhabung des Monochromator-Zeigers beim Vergleich zweier Wellenlängen (50 nm Abgleich). Startet der 50 nm Abgleich bei 450 nm, wird der Zeiger so positioniert, dass er den Anschlag rechts berührt (Seheindruck 1). Beim Wechsel auf Seheindruck 2 (500 nm) wird der Zeiger zügig im Uhrzeigersinn gedreht, bis der zweite Anschlag berührt wird. Beim nächsten Vergleich (500 mit 550 nm) wird der Zeiger über den Anschlag gehoben, sodass die Ausgangsposition wiederhergestellt ist. Somit kann ein erneuter Abgleich in Richtung größerer Wellenlängen erfolgen.

Wird der Abgleich bei 650 nm begonnen, ist das Verfahren analog anzuwenden. Der Zeiger befindet sich bei jedem Seheindruck 1 jedoch auf der linken Seite des Anschlags und die Drehung erfolgt gegen den Uhrzeigersinn.

Bei der Durchführung des 25 nm Abgleichs wird entsprechend nur eine viertel Umdrehung ausgeführt (Abb. 58). Eine Drehung im Uhrzeigersinn führt immer zu einer Erhöhung der Wellenlänge, während eine Drehung in die entgegengesetzte Richtung die Wellenlänge entsprechend reduziert.

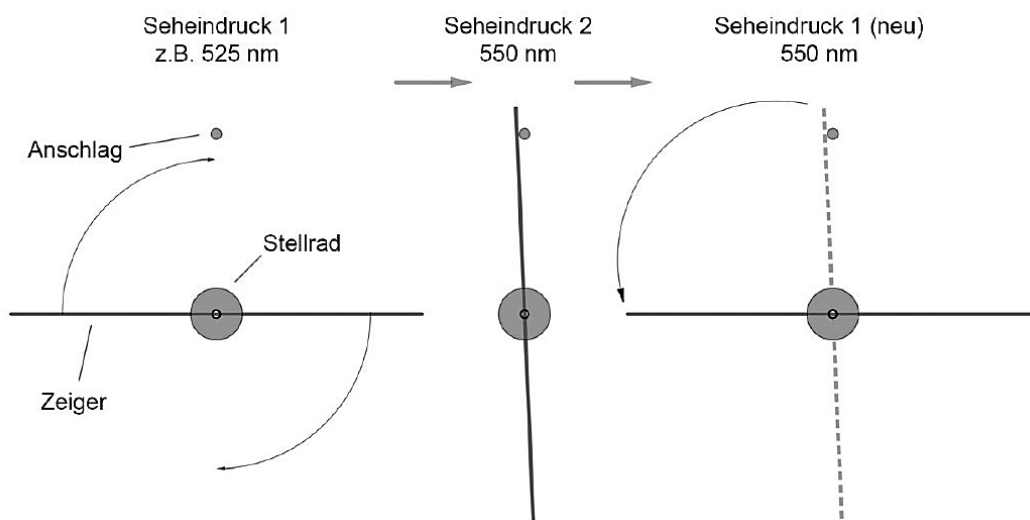


Abb. 58: Handhabung des Monochromator-Zeigers beim 25 nm Abgleich. Es wird dabei nur eine viertel Umdrehung ausgeführt.

6.1.5.2 Handhabung der Filtermechanik

Wie bereits bei der Beschreibung des Versuchsaufbaus erwähnt, erfolgt parallel zur Bedienung des Monochromators eine Verschiebung des Neutralsichtfilters über die konstruierte Filtermechanik. Die Aufgabe der Filtermechanik liegt darin, die Strahldichten des Prüflichts in der Perimeteröffnung möglichst konstant zu halten. Die Strecke, um welche der Filter beim Wechsel der Wellenlängen verschoben sein muss, sollte zunächst über eine Kalibrierung definiert werden. Abb. 59 zeigt die Strahldichten der neun verwendeten Prüflichtwellenlängen zwischen 450 und 650 nm bei 100 % Transmission des Neutralsichtfilters.

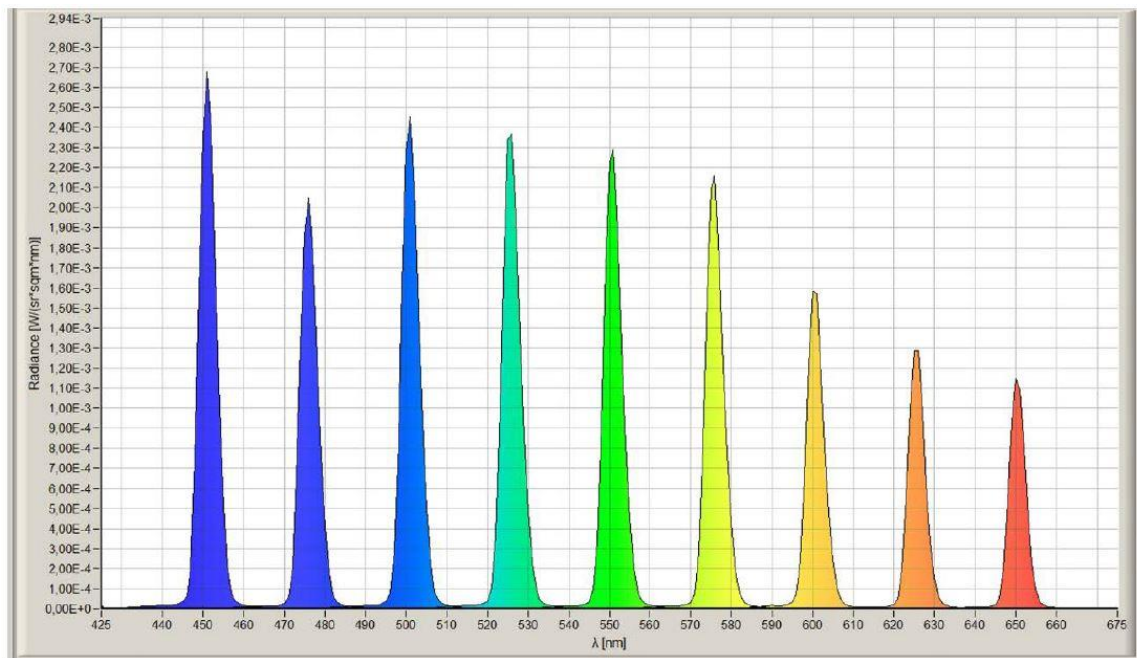


Abb. 59: Spektren der verwendeten Prüflichtwellenlängen bei 100 % Transmission des Filters.

Der niedrigste Messwert liegt bei 650 nm vor. Somit müssen alle anderen Wellenlängen bzgl. ihrer Strahldichte an diesen Wert angeglichen werden. Dies geschieht durch einen Schieberegler der Filtermechanik. Bei der Kalibrierung wird der Schieberegler ausgehend von der Nullstellung (100 % Transmission des Filters) ganz rechts schrittweise nach links bewegt. An der Stelle, an der die gewünschte Strahldichte messbar ist, wird der Wert auf einer Skala markiert (Abb. 60).

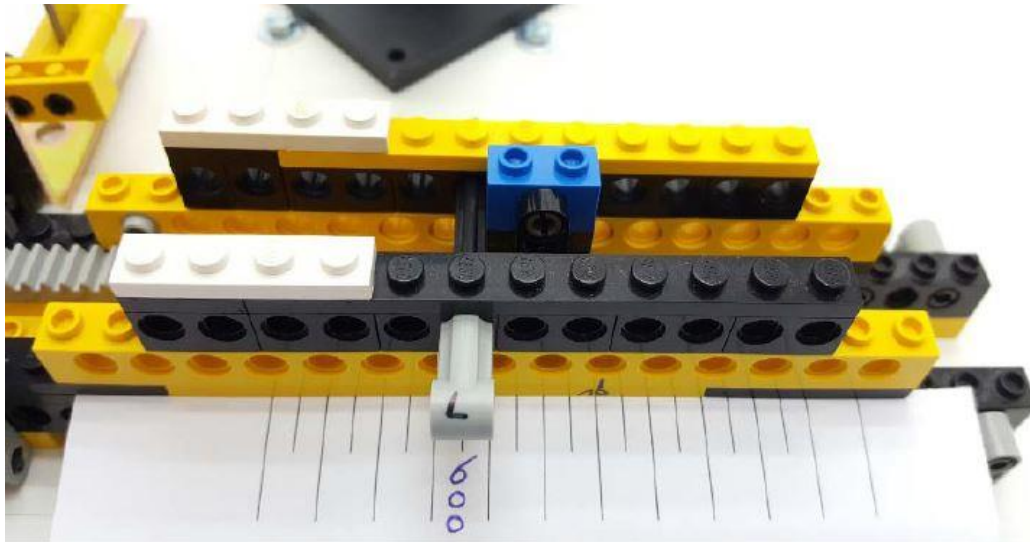


Abb. 60: Kalibrierung der Position des Neutraldichtefilters bei einer Prüflichtwellenlänge von 600 nm. Als Anschlag dient an dieser Stelle ein Stift, welcher in die seitlichen Öffnungen der Mechanik geschoben werden kann.

Zusätzlich sollen die Positionen des Schiebereglers rechnerisch überprüft werden. Dazu werden die Prüflichtwellenlängen in Dreiergruppen zusammengefasst.

Gruppe 1: 450 – 475 – 500 nm

Gruppe 2: 500 – 525 – 550 nm

Gruppe 3: 550 – 575 – 600 nm

Gruppe 4: 600 – 625 – 650 nm

Für jede Gruppe wird das arithmetische Mittel aus den einzelnen spektralen Strahldichten berechnet. Innerhalb einer Gruppe dürfen die einzelnen Strahldichten nicht um mehr als $\pm 5\%$ abweichen. Ist dieses Kriterium für eine Wellenlänge erfüllt, kann die entsprechende Position des Schiebereglers beibehalten werden. Trifft die Bedingung nicht zu, muss die Position verändert und mit diesem Verfahren erneut überprüft werden.

Ziel dieses Verfahrens ist die Minimierung der Intensitätsschwankungen zwischen den eingestellten Wellenlängen und somit zu einer größeren Stabilität für die Messwerte der spektralen Empfindlichkeit. Die folgende Abb. 61 veranschaulicht das Prinzip der rechnerischen Kalibrierung. Genaue Wertangaben sind in Anlage E hinterlegt.

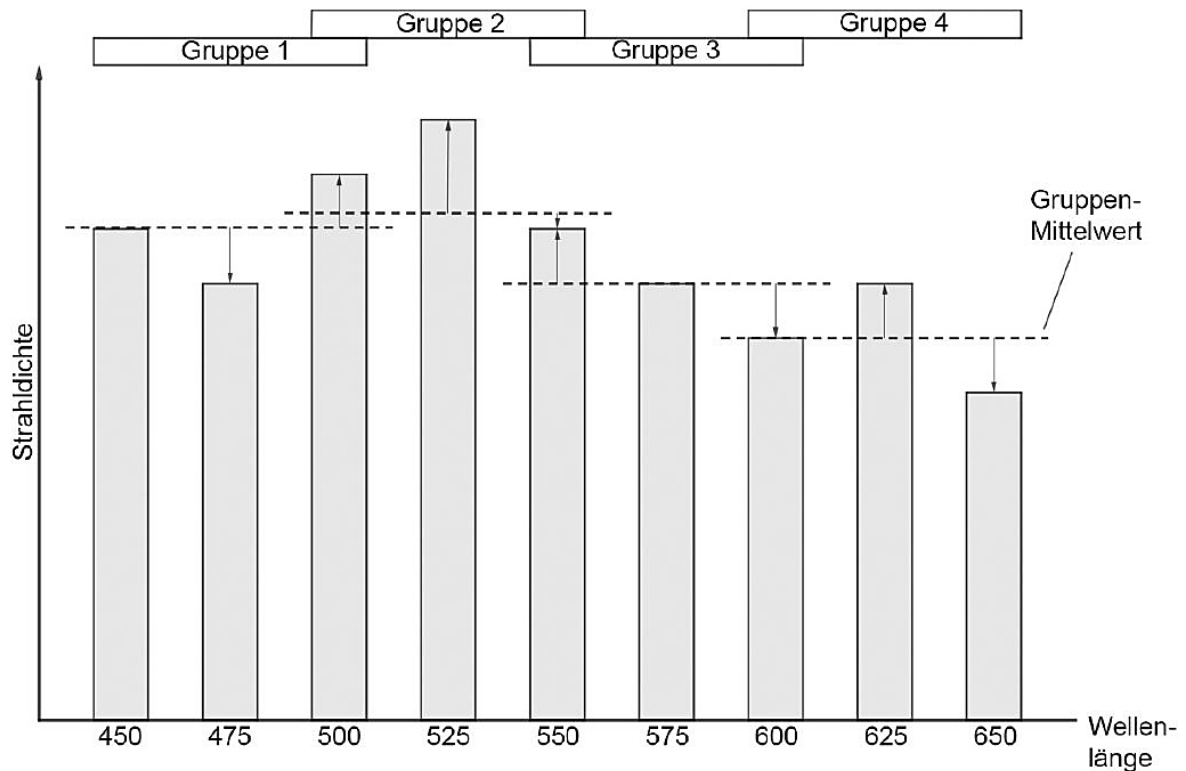


Abb. 61: Gruppierung und rechnerische Kalibrierung der Prüflichtwellenlängen. Durch die Gruppierung können Intensitätsschwankungen beim Sukzessiv-Vergleich minimiert werden.

Der Grund für die Gruppenbildung ist die Tatsache, dass möglichst geringe Intensitätsschwankungen vor allem für die Wellenlängen wichtig sind, welche als Seheindruck 1 und 2 direkt miteinander verglichen werden könnten. Somit ist es nicht notwendig, alle Wellenlängen auf einen Wert zu dämpfen, da beispielsweise die Wellenlängen 450 nm und 525 nm im Sukzessiv-Vergleich niemals miteinander verglichen werden. Durch die Überschneidung der benachbarten Gruppen um eine Wellenlänge, werden zudem die Schwankungen zwischen den vier Gruppenmittelwerten reduziert. Dies führt dazu, dass die sich überschneidende Wellenlänge von den zwei zugehörigen Gruppenmittelwerten um maximal $\pm 5\%$ abweichen darf.

Stehen die Positionen des Schiebereglers für alle Wellenlängen fest, erfolgt eine zweite Markierung jeder Wellenlänge auf der Skala. Dieser wird sieben Öffnungen weiter rechts von der ersten Position notiert (Abb. 62). Dafür sind zwei Gründe zu nennen: Der Regler berührt bei einer Erhöhung des Transmissionsgrades (von links kommend) den Anschlag mit der rechten Seite. Die Kalibrierung wird jedoch mit den Öffnungen links des Anschlags

durchgeführt. Mit dem Versatz von sieben Öffnungen wird dabei sowohl die Breite des Schiebereglers als auch das Spiel in der Filtermechanik bei Richtungswechseln der Reglerbewegung berücksichtigt.

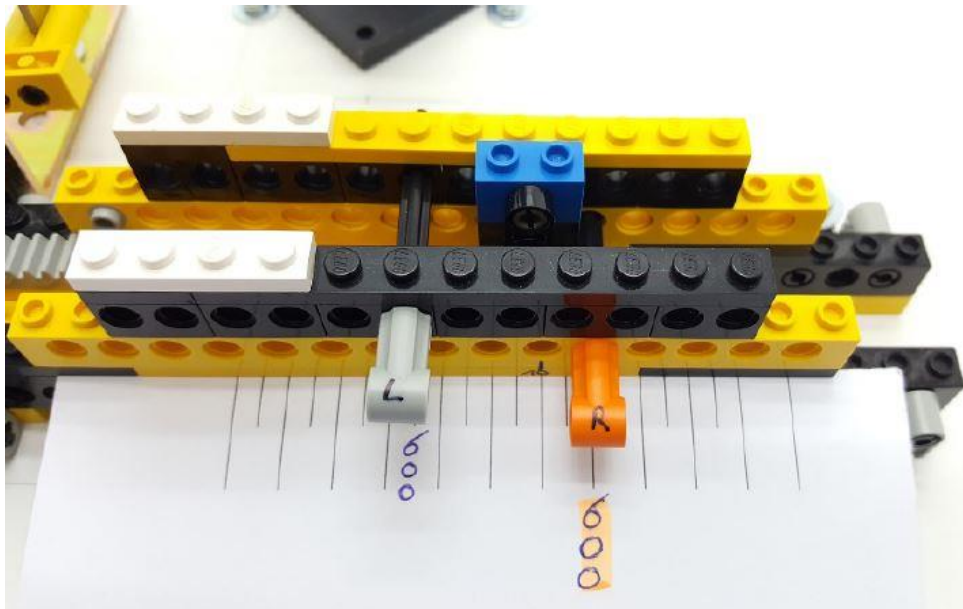


Abb. 62: Zweite Wellenlängenmarkierung bei der Filterkalibrierung.

Bei der Durchführung des Wellenlängenabgleichs werden die beiden Stifte der Filtermechanik an die Positionen der beiden Wellenlängen gesteckt, welche als Seheindruck 1 und 2 verglichen werden. Parallel zur Änderung der Wellenlänge am Monochromator, erfolgt die Verschiebung des Reglers möglichst schnell und gleichmäßig.

6.2 Evaluierungsstudie zur Prüfung der Funktionsweise des Untersuchungsaufbaus

Die Prüfung der Funktionsweise des in Abschnitt 6.1 vorgestellten Untersuchungsaufbaus wurde von der Ethikkommission der Friedrich-Schiller-Universität Jena genehmigt (Anlage F). Die Messungen erfolgten in einem vollständig abdunkelbaren Labor des Fachgebiets Augenoptik/Optomietrie/Ophthalmologie/Vision Science an der Ernst-Abbe-Hochschule Jena.

6.2.1 Zielstellung

Im Rahmen einer Evaluierungsstudie soll zunächst untersucht werden, ob der entwickelte und in 6.1 beschriebene Untersuchungsablauf für die Untersuchung der maximalen spektralen Empfindlichkeit des menschlichen Auges geeignet ist. Diese soll während der 10-minütigen Adaptation bei vier verschiedenen Leuchtdichten und zentraler Fixation geprüft werden. Ebenso erfolgt eine Messung der spektralen Hellempfindlichkeit bei 10° Fixationsauslenkung vor und nach 10-minütiger Adaptationszeit.

6.2.2 Material und Methode

6.2.2.1 Probandenkollektiv

Zur Prüfung des Verfahrens wurden die rechten Augen von 15 Probanden untersucht. Eine Testperson musste aufgrund nicht verwertbarer Aussagen von der Auswertung ausgeschlossen werden. Folgende Ein- und Ausschlusskriterien wurden definiert:

Einschlusskriterien:

- Alter: 18 bis 40 Jahre zum Ausschluss von Presbyopie und Medientrübung
- Sehschärfe mindestens 0,8 mit bzw. ohne Korrektur
- Binokulares Einfachsehen
- Brillenwerte sph bis zu ± 6 dpt und cyl. bis zu 1 dpt zur optimalen Wahrnehmung des Flimmerreizes

Ausschlusskriterien:

- Farbsinnesstörung bzw. Farbblindheit
- Okuläre Erkrankungen oder systemische Erkrankungen mit Auswirkungen auf das visuelle System (z.B. Diabetes)
- Medikamente mit Auswirkungen auf den Refraktions- und Akkommodationsstatus
- Hormonelle Schwankungen (z.B. Schwangerschaft, Stillzeit, Pillenwechsel)
- Alkohol- oder Drogenkonsum
- Konzentrationsprobleme oder Übermüdung zum Untersuchungszeitpunkt

Somit besteht das Kollektiv aus 14 Probanden, die alle Augenoptik-Studierende waren. 1 Proband war männlich (7 %) und 13 weiblich (93 %). Das mittlere Alter liegt bei 26 ± 3 Jahren. Alter und Refraktionsstatus sollen in Abb. 63 veranschaulicht werden.

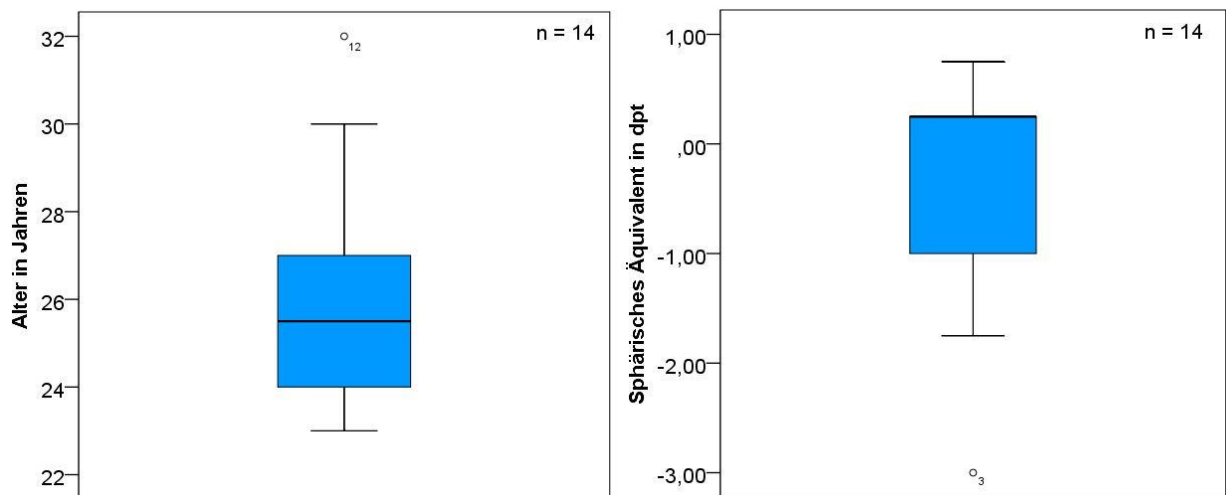


Abb. 63: Boxplotdiagramme zur Darstellung der Verteilungen von Alter (links) und sphärischem Äquivalent (rechts), Evaluierungsstudie.

Das sphärische Äquivalent liegt im Mittel bei $-0,43 \pm 1,10$ dpt. Die höchste Myopie kann mit -3,00 dpt und die höchste Hyperopie mit +0,75 dpt quantifiziert werden. Die Begrenzung der Refraktionswerte in den Ein- und Ausschlusskriterien wurde aus verschiedenen Gründen gewählt. Einmal sollte die Abbildung durch die Schmalrandgläser hinreichend gut sein. Außerdem sollte der Einfluss eines höheren Astigmatismus vermieden werden, da keine astigmatische Korrektur möglich war.

6.2.2.2 Untersuchungsverfahren

Zur Versuchsdurchführung wurde der im Abschnitt 6.1 beschriebene Untersuchungsablauf angewandt. Die Anordnung des Versuchsaufbaus wird in folgender Abb. 64 noch einmal veranschaulicht.



Abb. 64: Anordnung des Versuchsaufbaus der Evaluierungsstudie.

Zusätzlich wurden zur Prüfung der Ein- und Ausschlusskriterien einige weitere Geräte und Hilfsmittel verwendet:

- Autorefraktometer AR-310A, Fa. Nidek Co. Ltd. zur Bestimmung des Refraktionsstatus als Grundlage für die Korrektur des Refraktionsfehlers mit sphärischen Schmalrandgläsern.
- Polatest E, Carl Zeiss Vision GmbH zur Visusprüfung
- Velhagen-Tafeln zur Überprüfung des Farbensehens
- Leuchtdichtepfung mit dem Leuchtdichtemessgerät L 1009, Fa. LMT GmbH
- Messung von Spektren und Strahldichten mit dem Specbos 1211, Fa. Jeti Technische Instrumente GmbH

6.2.2.3 Untersuchungsablauf

Zunächst erfolgte die Vorbereitung der Prüfung. Dazu war es notwendig, den Messaufbau nach einer Einbrennzeit beider Lichtquellen von ca. 20 Minuten zu kalibrieren (wie in Abschnitt 6.1.5.2 beschrieben). Nach der Kalibrierung wurde eine Prüflichtwellenlänge von 550 nm eingestellt, der Neutralsdichtefilter an die entsprechende Position gebracht und die

Leuchtdichte in der Perimeteröffnung gemessen. Die Leuchtdichte des Referenzlichts war durch Neutraldichtefilter jeweils an die des Prüflichts anzupassen. Die erste Empfindlichkeitsmessung sollte immer bei einer Leuchtdichte von 10 cd/m² erfolgen. Dieser Wert ergab sich aus der maximalen Leuchtdichte der Perimeterbeleuchtung. Die Reihenfolge der weiteren Leuchtdichten wurde per Losverfahren randomisiert. Alle Prüfbedingungen sind in Tab. 17 dargestellt.

Tab. 17: Untersuchungsbedingungen der Evaluierungsstudie.

Stimulusgröße	1,9° (Öffnung im Goldmann Perimeter)
Umfeldgröße	180° (Beschränkung durch Goldmann Perimeter)
Stimulus- und Umfeldleuchtdichten	10 / 1 / 0,1 / 0,05 cd/m ² (Randbereiche durch die Perimeterleuchtdichte beschränkt)
Beobachtungswinkel	0° / 10 ° (temporal) (Realisierung über Lichtpunkt im Perimeter)

Nach der ausführlichen Aufklärung und der schriftlichen Einwilligung des Probanden zur Studienteilnahme (Formulare: Anlage G) erfolgte die Prüfung der Ein- und Ausschlusskriterien, dazu zählte unter anderem die Überprüfung des Farbensehens und der objektiven Refraktionsbestimmung. Mit dem dadurch ermittelten sphärischen Äquivalent wurde der Visus monokular am rechten Auge geprüft. Dieser musste mindestens 0,8 betragen. Das sphärische Äquivalent musste mit einem Abstandsglas von +3 dpt verrechnet und in Form eines Schmalrandglases in den Messglaseinsatz des Perimeters gegeben werden. Dies ermöglichte eine akkommodationsfreie Abbildung auf die Perimeteröffnung. Das linke Probandenauge wurde mit einer Augenklappe abgedeckt und die Leuchtdichte des Perimeters auf 10 cd/m² eingestellt.

a) Messung 0° Blickauslenkung, 10 cd/m²

Danach schloss sich die Bestimmung der Flimmerfrequenz bei zentraler Fixation an. Das entsprechende Verfahren ist in Abschnitt 6.1.4.1 beschrieben. Damit die

Untersuchungsprozedur unmissverständlich ist, erfolgte vor dem Start die Durchführung einer Probemessung.

Im Anschluss an die Ermittlung der Flimmerfrequenz wurde das Prüflicht, welches während der Frequenzbestimmung abgedeckt war, auf eine Wellenlänge von 450 bzw. 650 nm eingestellt und freigegeben. Zur Überprüfung, ob die Flimmerfrequenz oberhalb der Farbverschmelzungsfrequenz liegt, diente folgende Frage: „Nehmen Sie nun ein blaues (450 nm) bzw. rotes (650 nm) Flimmern wahr? Oder leuchten abwechselnd ein farbiges und ein weißes Licht auf?“ Im Anschluss erfolgte der Wellenlängenabgleich mit zwei Messwiederholungen.

b) Messung 10° Blickauslenkung, 10 cd/m²

Danach schloss sich die Bestimmung der maximalen spektralen Empfindlichkeit bei 10° Blickauslenkung temporal an. Zu diesem Zweck wurde das Fixierlicht (Stimulus III 3a, Graufilter 1,00 des Goldmann-Perimeters) eingeschaltet und auf den entsprechenden Ort der Perimeterkugel projiziert. Auch in der Peripherie sollte vor dem Wellenlängenabgleich erneut die Flimmerfrequenz ermittelt werden. Danach erfolgte eine kurze Pause.

c) Messung 0° Blickauslenkung, Leuchtdichten 1 cd/m² / 0,1 cd/m² / 0,05 cd/m²

Die Durchführung der geschilderten Vorgehensweise erfolgte für alle genannten Leuchtdichten. Deren Reihenfolge wurde per Losverfahren randomisiert.

Eine Pause diente zur Vorbereitung des Versuchsaufbaus für die nächsten Messungen. Die Umfeldleuchtdichte des Perimeters wurde auf 10 cd/m² eingestellt und die entsprechenden Filter für die nun folgende Leuchtdichte wurden in die Strahlengänge für Prüf- und Referenzlicht integriert.

Nachdem der Proband sich wieder positioniert hatte, erfolgte die Dimmung der Perimeterbeleuchtung auf die entsprechende Leuchtdichte (1 cd/m² / 0,1 cd/m² / 0,05 cd/m²). Unmittelbar danach erfolgte die Bestimmung der Flimmerfrequenz nach dem bereits beschriebenen Prinzip. Nach Abschluss dieser Bestimmung wurde die Perimeterleuchtdichte wieder auf 10 cd/m² erhöht. Der Proband adaptierte ca. 3 Minuten an die hellere Umgebung. Im Anschluss erfolgte eine erneute Reduzierung der Perimeterleuchtdichte auf die Prüfhelligkeit. Sogleich begannen sowohl die Zeitmessung als auch der

Wellenlängenabgleich, welcher sich im 2 Minutentakt wiederholte. Nach jeder Leuchtdichte erfolgte eine kurze Pause mit einer erneuten dreiminütigen Adaptation an die Leuchtdichte 10 cd/m², welche nach jedem Wellenlängenabgleich zur Helladaptation diente.

d) Messung 10°, 0,05 cd/m²

Nach der Messung der Empfindlichkeit bei zentraler Fixation bei der geringsten Leuchtdichte wurde unmittelbar im Anschluss das Fixierlicht des Perimeters aktiviert (Stimulus III 3a, Graufilter 0,01). Nach der Einstellung aller Prüfparameter erfolgte die Bestimmung der Flimmerfrequenz in der Peripherie, gefolgt von drei Wellenlängenabgleichen. Dieser wurde in der Evaluierungsstudie somit ausschließlich nach zehnminütiger Dunkeladaptation durchgeführt.

6.2.3 Messdaten und Ergebnisse

Die maximale spektrale Empfindlichkeit konnte teilweise nicht bei einer einzelnen Prüflichtwellenlänge lokalisiert werden. Vielmehr erstreckte sich der minimale wahrgenommene Flimmereindruck teilweise über einen Bereich von zwei oder mehr Wellenlängen. Die obere und untere Grenze dieses Bereichs bildete die Grundlage der Auswertung und der Berechnung der beiden folgenden Größen:

- Intervallmitte (IM): Arithmetisches Mittel aus der oberen und unteren Grenzwellenlänge des Bereichs, in welchem der Flimmereindruck unverändert minimal wahrgenommen wurde. Die Intervallmitte diene somit als intraindividuelles Lagemaß.
- Intervallbreite (IB): Differenz aus der oberen und unteren Grenzwellenlänge des Bereichs, in welchem der Flimmereindruck unverändert minimal wahrgenommen wurde. Die Intervallbreite diene somit als intraindividuelles Streuungsmaß.

Über die Sperman-Korrelation wurde geprüft, ob die Intervallbreiten von den Intervallmitten abhängen. Dies sollte für die Leuchtdichte 10 cd/m² sowohl bei zentraler ($r = -0,345$, $p = 0,226$) als auch bei peripherer Fixation ($r = -0,191$, $p = 0,513$) ausgeführt werden. Da keine klare und statistisch signifikante Abhängigkeit zwischen den beiden Größen besteht, dürfen diese im weiteren Verlauf getrennt voneinander betrachtet werden. Da bei dem Großteil der zur

Auswertung herangezogenen Variablen keine Normalverteilung (Prüfung: Shapiro-Wilk-Test, $\alpha = 0,1$) vorliegt, wird im Folgenden ausschließlich mit nichtparametrischen Tests gearbeitet.

6.2.3.1 Maximale spektrale Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Umfeldleuchtdichte bei zentraler Fixation

Zur Analyse der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Umfeldleuchtdichte bei zentraler Fixation sollen zunächst die Intervallmitten betrachtet werden. In Tab. 18 sind die Ergebnisse nach zehnminütiger Dunkeladaptation bei der jeweiligen Leuchtdichte dargestellt.

Tab. 18: Deskriptive Daten der Intervallmitten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei zentraler Fixation nach Adaptation.

Beobachtungswinkel 0°		Leuchtdichte in cd/m ²			
		10	1	0,1	0,05
Intervallmitte in nm	oberes Quartil	588	588	594	597
	Median	575	556	550	569
	unteres Quartil	559	550	550	550

Der Median liegt bei den gemessenen Leuchtdichten mit Werten zwischen 550 und 575 nm im erwarteten Bereich. Je dunkler die Leuchtdichte, desto größer wird die Streuung. Dies kann in Form der Quartilsabstände beurteilt werden, welcher von 28 nm bei 10 cd/m² bis zu 47 nm bei 0,05 cd/m² ansteigt. Abb. 65 zeigt das zugehörige Boxplotdiagramm. Wie bereits bei der Datenanalyse zu erwarten war, liegt kein statistisch signifikanter Unterschied bzgl. der Intervallmitten der maximalen spektralen Empfindlichkeit zwischen den verschiedenen Leuchtdichten vor (Friedmann-Test: $p = 0,439$). Somit tritt keine Purkinje-Verschiebung im Netzhautzentrum unter den geprüften Lichtbedingungen auf.

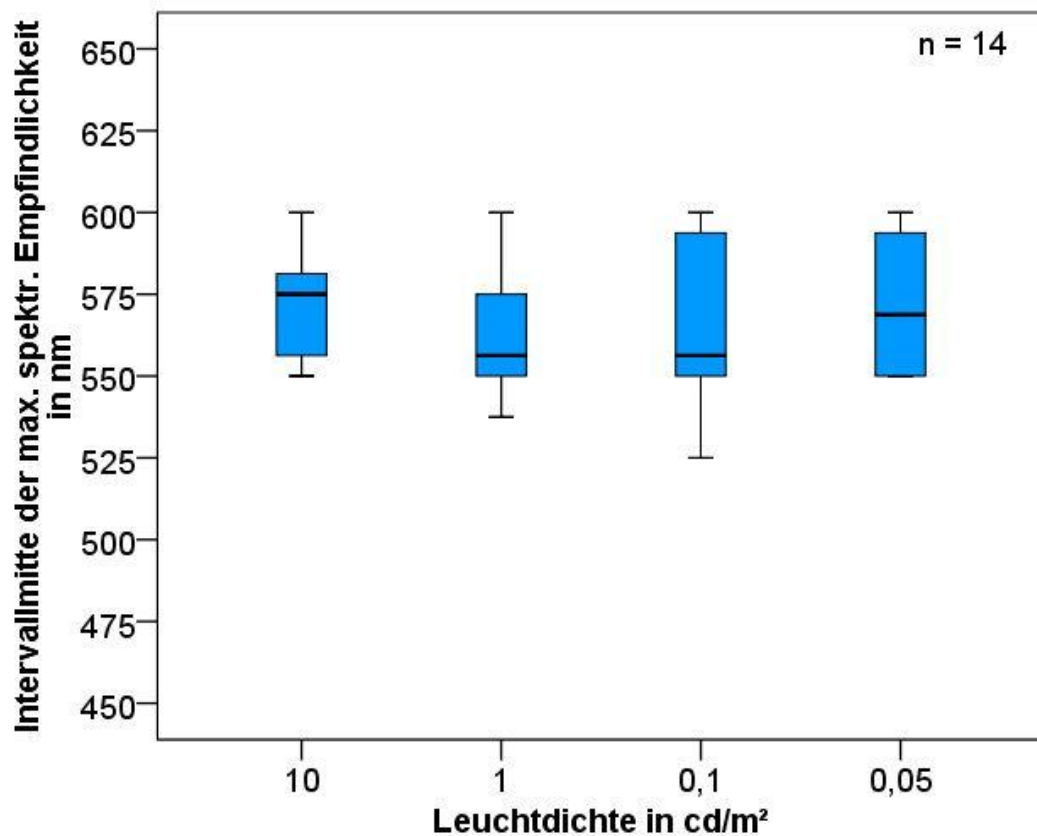


Abb. 65: Boxplotdiagramm der Intervallmitten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei zentraler Fixation nach Adaptation.

Die zugehörigen Intervallbreiten der gemessenen Empfindlichkeiten in Abhängigkeit von der Leuchtdichte nach zehnminütiger Adaptationszeit sind in Tab. 19 dargestellt. Diese Tabelle zeigt eine große Streuung. Teilweise erstreckte sich der minimal wahrgenommene Flimmerreiz über einen Bereich von 50 nm. Im anschließenden Boxplotdiagramm sind die Werte grafisch dargestellt (Abb. 66).

Tab. 19: Deskriptive Daten der Intervallbreiten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei zentraler Fixation nach Adaptation.

Beobachtungswinkel 0°		Leuchtdichte in cd/m ²			
		10	1	0,1	0,05
Intervallbreite in nm	oberes Quartil	25	50	38	50
	Median	13	25	0	38
	unteres Quartil	0	25	0	0

Aufgrund der sichtbar großen Streuung, sowie der wechselnden Zu- und Abnahme des Medianwerts ist eine Auswertung mit induktiver Statistik nicht notwendig, da eine klinische Relevanz ausgeschlossen ist.

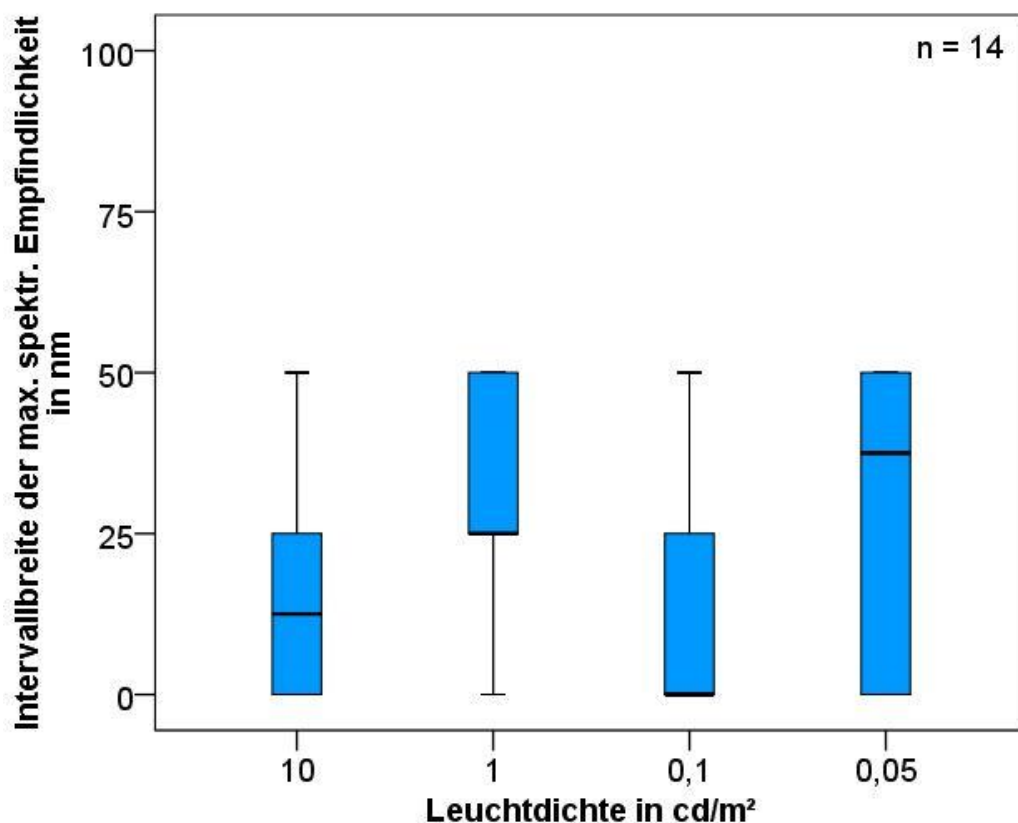


Abb. 66: Boxplotdiagramm der Intervallbreiten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei zentraler Fixation nach Adaptation.

6.2.3.2 Maximale spektrale Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Umfeldleuchtdichte bei peripherer Fixation

Nach der Betrachtung der Ergebnisse bei zentraler Fixation im vorigen Abschnitt erfolgt nun die Ergebnisdarstellung der Messungen bei 10° temporaler Blickauslenkung. Die Messungen wurden ausschließlich bei 10 cd/m² und nach zehnminütiger Dunkeladaptation bei 0,05 cd/m² durchgeführt. Die Intervallmitten sind in Tab. 20 ersichtlich.

Tab. 20: Deskriptive Daten der Intervallmitten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei zentraler Fixation nach Adaptation.

Beobachtungswinkel 10°		Leuchtdichte in cd/m ²	
		10	0,05
Intervallmitte in nm	oberes Quartil	566	525
	Median	563	513
	unteres Quartil	550	500

Bei Verringerung der Umfeldleuchtdichte tritt eine Verschiebung der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Richtung kürzerer Wellenlängen auf. Diese Verschiebung beträgt, bezogen auf den Median, 50 nm und ist statistisch signifikant (Wilcoxon-Test: $p < 0,001$). Das zugehörige Boxplotdiagramm ist in Abb. 67 zu finden.

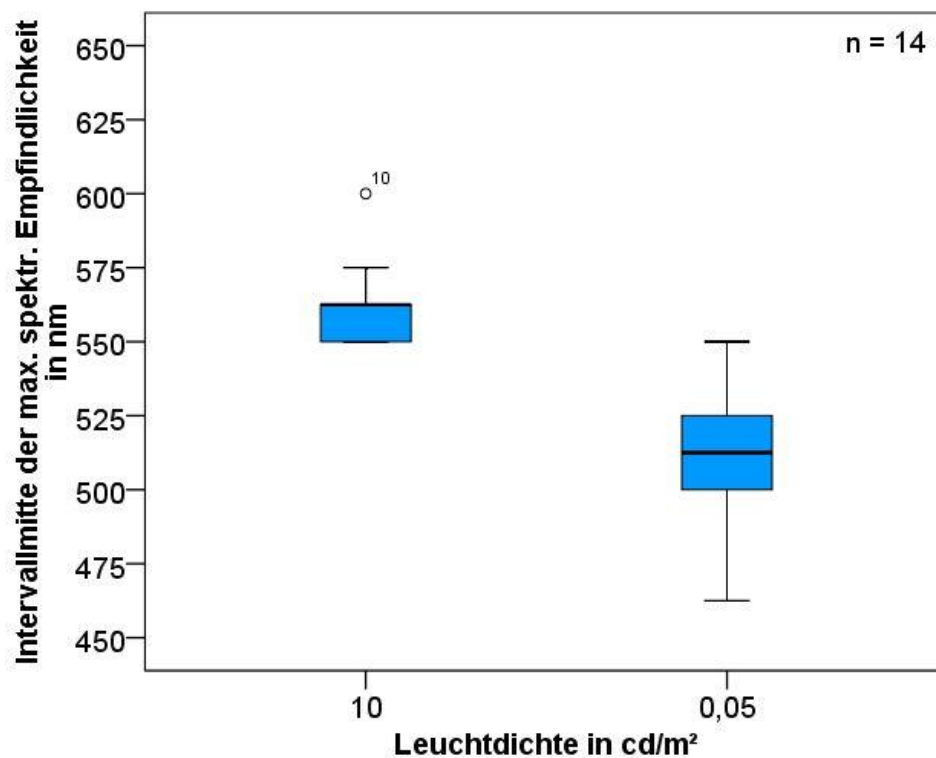


Abb. 67: Boxplotdiagramm der Intervallmitten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei peripherer Fixation nach Adaptation.

Um diese Verschiebung noch genauer zu quantifizieren, wird die Differenz an verbundenen Stichproben gebildet. Dazu wurde der Median der Intervallmitte bei 0,05 cd/m² vom Median der Intervallmitte bei 10 cd/m² subtrahiert. Das Ergebnis zeigt folgende Tab. 21.

Tab. 21: Änderung der maximalen spektralen Empfindlichkeit der Peripherie als Differenzdarstellung.

Verschiebung der spektralen Empfindlichkeit zwischen 10 cd/m² und 0,05 cd/m²		
Intervallmitte in nm	oberes Quartil	63
	Median	50
	unteres Quartil	31

Es kommt bei allen Probanden zu einer Verschiebung hin zu kürzeren Wellenlängen. Das Minimum liegt bei 25 nm, das Maximum bei 100 nm. Somit liegt auch hier eine hohe Streuung vor.

Die Intervallbreiten sollen im Folgenden betrachtet werden. Dazu werden in Tab. 22 zunächst die deskriptiven Werte dargestellt.

Tab. 22: Deskriptive Daten der Intervallbreiten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei zentraler Fixation nach Adaptation.

Beobachtungswinkel 10°		Leuchtdichte in cd/m ²	
		10	0,05
Intervallbreite in nm	oberes Quartil	25	63
	Median	0	25
	unteres Quartil	0	0

Mit abnehmender Leuchtdichte nimmt die Intervallbreite zu. Die Probanden hatten also einen größeren Bereich, in welchem der Flimmerreiz gleichbleibend gering bleibt. Der Unterschied zwischen beiden Leuchtdichten ist statistisch signifikant (WILCOXON-Test: $p = 0,024$). Abb. 68 zeigt die Intervallbreiten grafisch auf. Wie bereits bei zentraler Fixation ist vor allem die zunehmende Streuung bei geringer Leuchtdichte auffällig.

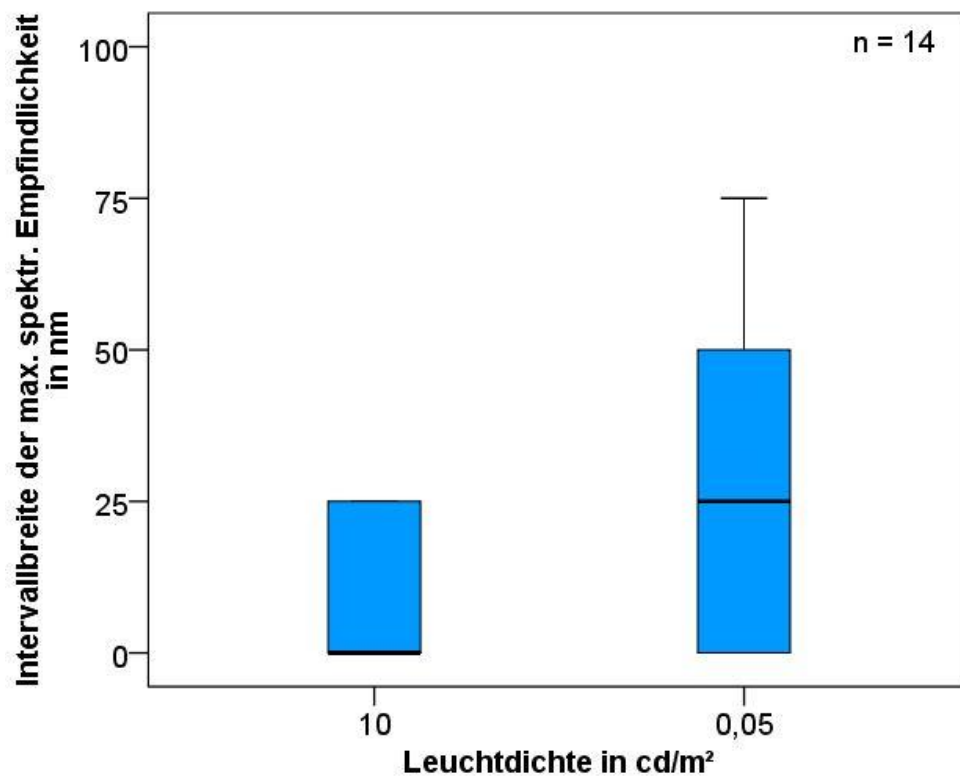


Abb. 68: Boxplotdiagramm der Intervallbreiten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei peripherer Fixation nach Adaptation.

6.2.3.3 Maximale spektrale Empfindlichkeit im Netzhautzentrum in Abhängigkeit von der Adaptationszeit

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der Wellenlängenabgleiche unter Berücksichtigung der Adaptationszeit dargestellt. Diese sollen im Einzelnen für die Leuchtdichten 1 / 0,1 und 0,05 cd/m^2 bei zentraler Fixation betrachtet werden. Dazu erfolgt jeweils die Darstellung einer Tabelle mit den deskriptiven Werten sowie ein Boxplotdiagramm für Intervallmitte und Intervallbreite. In den Diagrammen wird immer der Ausgangswert vor der Verdunklung bei 10 cd/m^2 mit angezeigt. Tab. 23, Abb. 69 und Abb. 70 stellen die Werte für eine Adaptationsleuchtdichte von 1 cd/m^2 dar.

Tab. 23: Deskriptive Daten für den Verlauf der Intervallmitten und Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 1 cd/m² (zentrale Fixation).

Leuchtdichte 1 cd/m ² zentrale Fixation		Adaptationszeit in Minuten					
		0	2	4	6	8	10
Intervallmitte in nm	oberes Quartil	588	575	578	578	575	588
	Median	563	563	550	563	563	556
	unteres Quartil	263	550	550	550	550	550
Intervallbreite in nm	oberes Quartil	25	50	50	50	50	50
	Median	25	25	38	25	25	25
	unteres Quartil	19	0	25	0	19	25

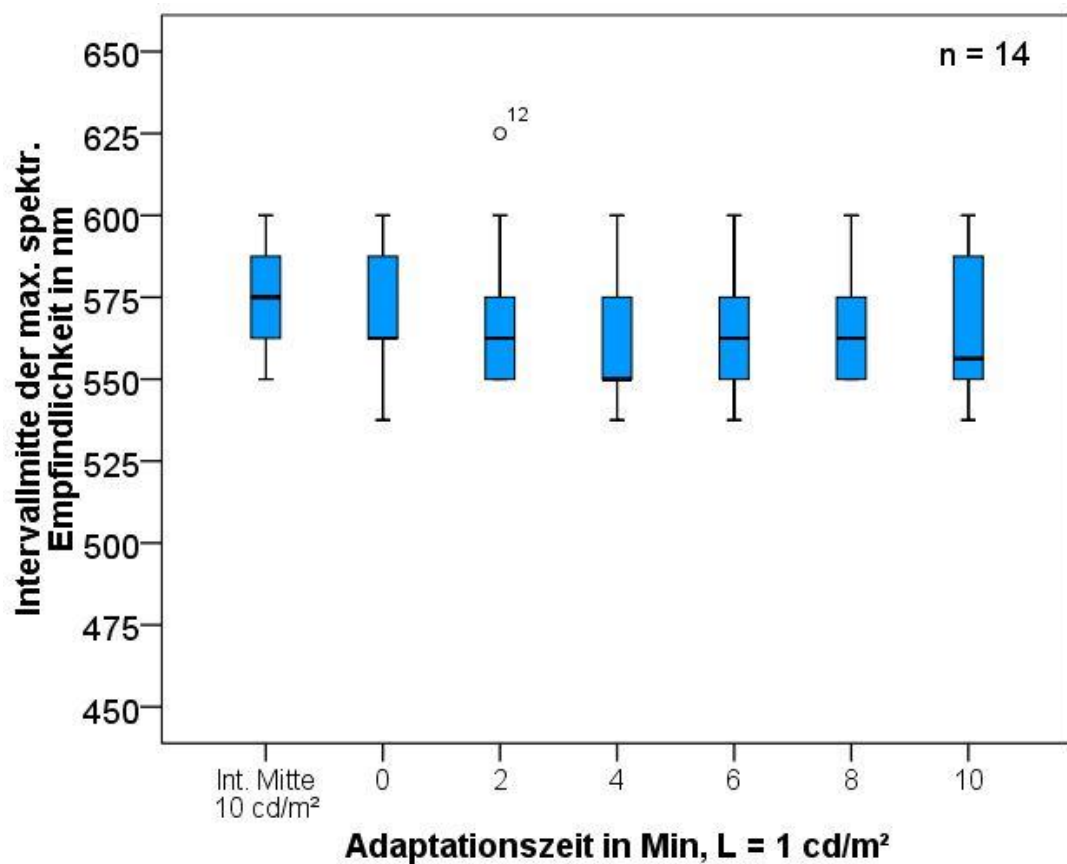


Abb. 69: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallmitten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 1 cd/m² (zentrale Fixation).

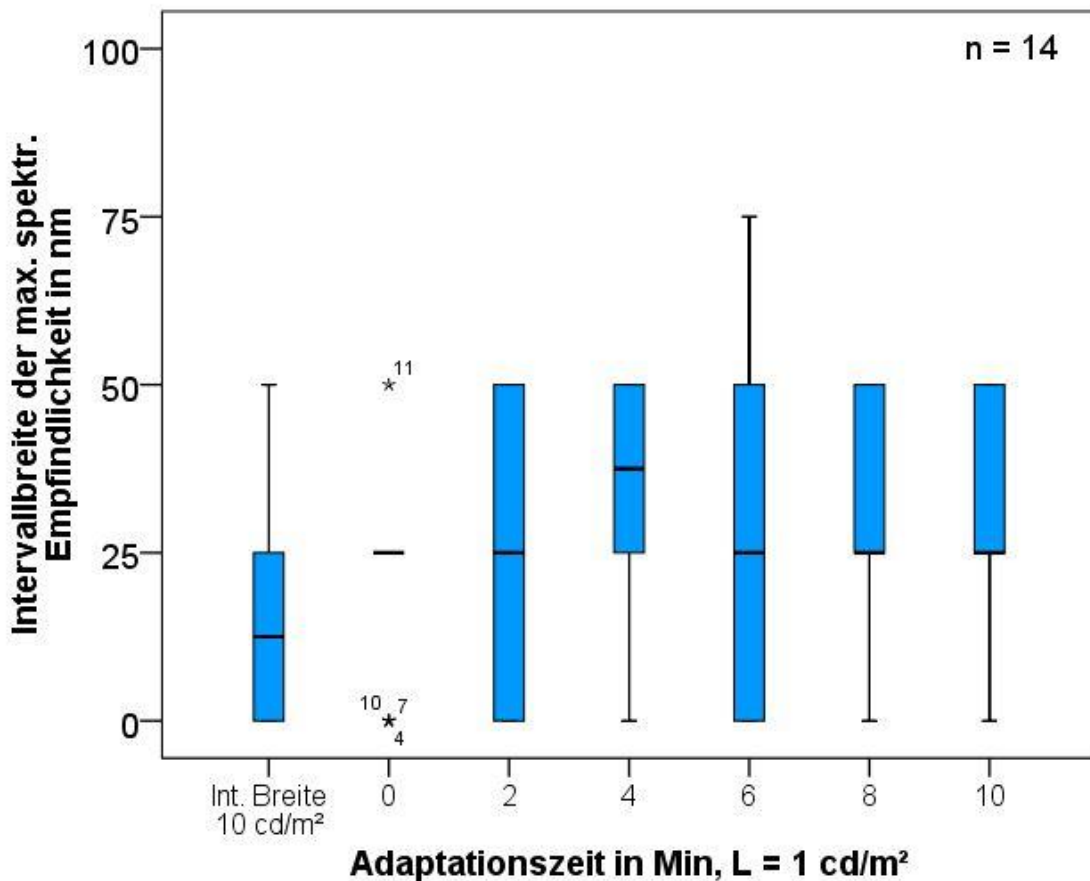


Abb. 70: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 1 cd/m² (zentrale Fixation).

Die nun folgenden Tab. 24, Abb. 71 und Abb. 72 zeigen den Verlauf bei einer Adaptationsleuchtdichte von 0,1 cd/m² auf.

Tab. 24: Deskriptive Daten für den Verlauf der Intervallmitten und Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,1 cd/m² (zentrale Fixation).

Leuchtdichte 0,1 cd/m² zentrale Fixation		Adaptationszeit in Minuten					
		0	2	4	6	8	10
Intervallmitte in nm	oberes Quartil	588	600	591	588	594	594
	Median	563	575	556	563	563	550
	unteres Quartil	550	550	550	550	544	550

Intervallbreite in nm	oberes Quartil	31	25	50	38	38	38
	Median	25	0	25	25	25	0
	unteres Quartil	0	0	0	0	0	0

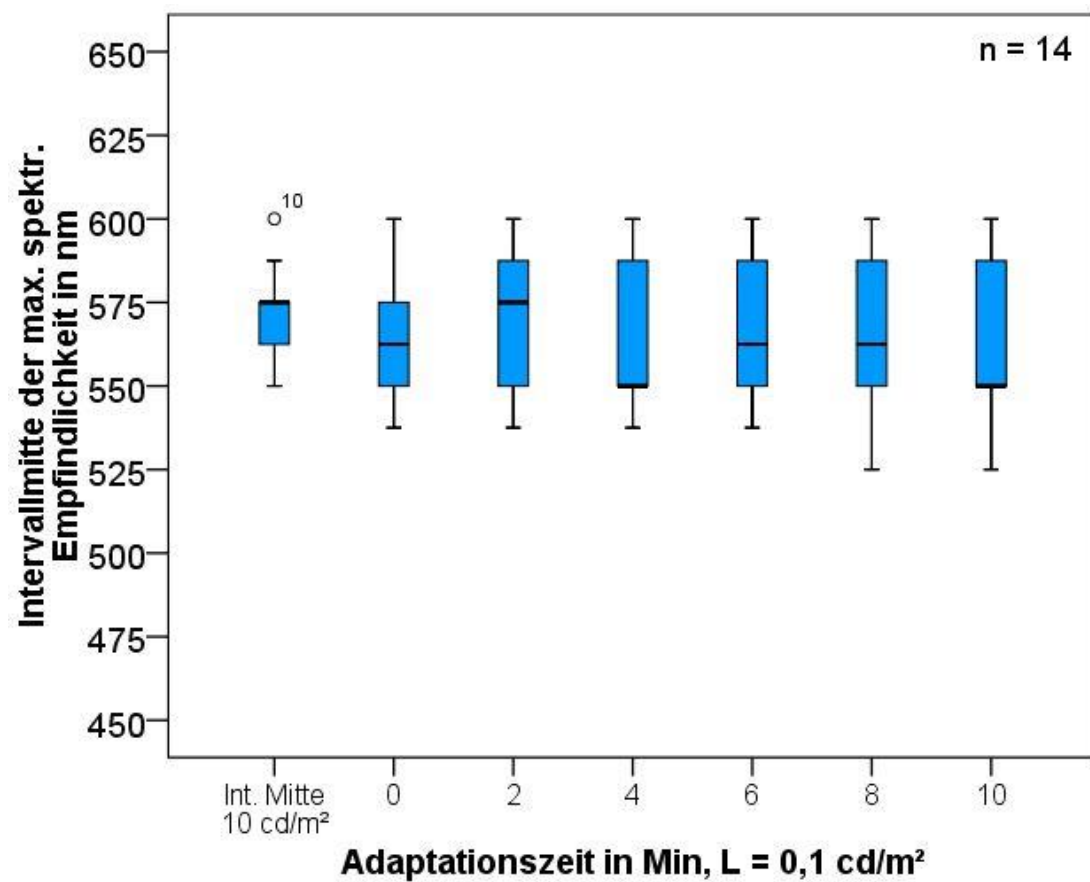


Abb. 71: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallmitten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,1 cd/m² (zentrale Fixation).

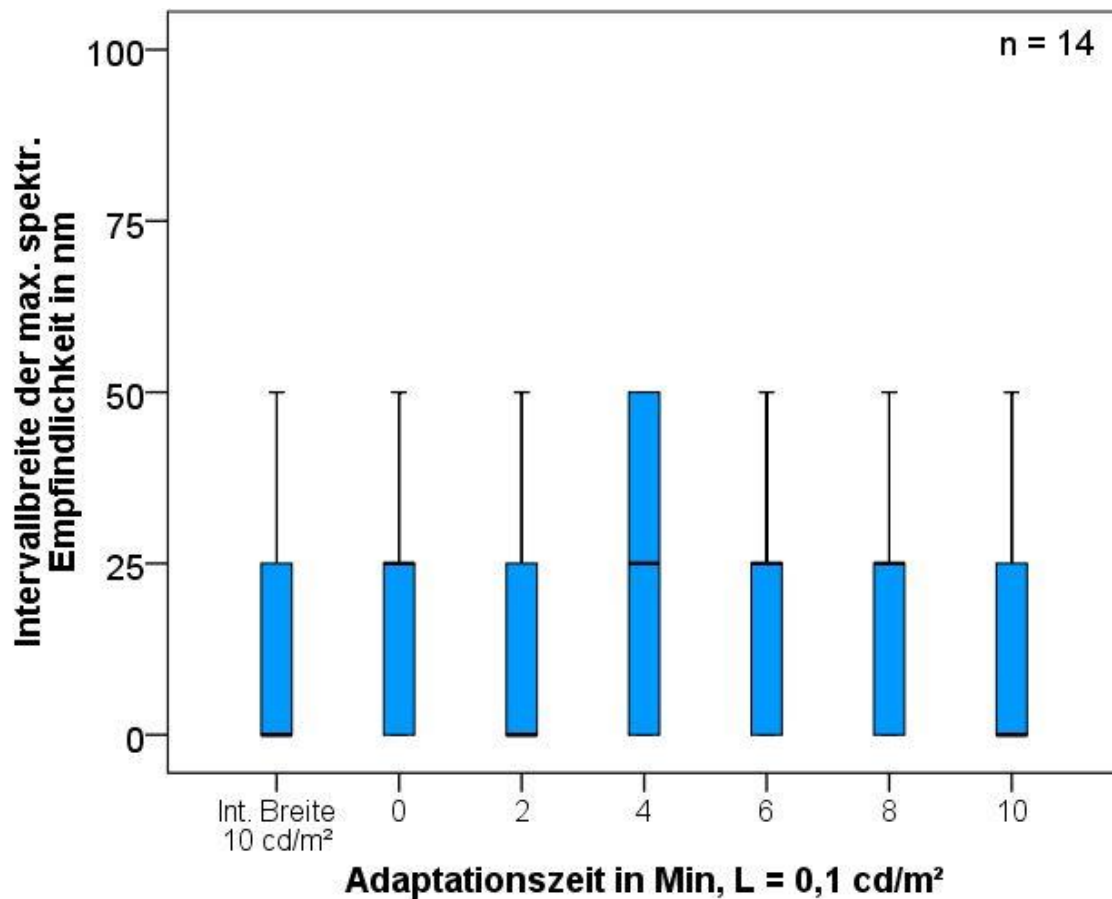


Abb. 72: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,1 cd/m² (zentrale Fixation).

Nachfolgende Tab. 25, Abb. 73 und Abb. 74 beschäftigen sich mit der Abhängigkeit der spektralen Hellempfindlichkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m².

Tab. 25: Deskriptive Daten für den Verlauf der Intervallmitten und Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m².

Leuchtdichte 0,05 cd/m² zentrale Fixation		Adaptationszeit in Minuten					
		0	2	4	6	8	10
Intervallmitte in nm	oberes Quartil	588	594	588	584	588	597
	Median	575	575	556	575	575	569
	unteres Quartil	556	553	550	550	550	550

Intervallbreite in nm	oberes Quartil	25	44	50	50	44	50
	Median	25	0	38	25	25	38
	unteres Quartil	0	0	6	0	0	0

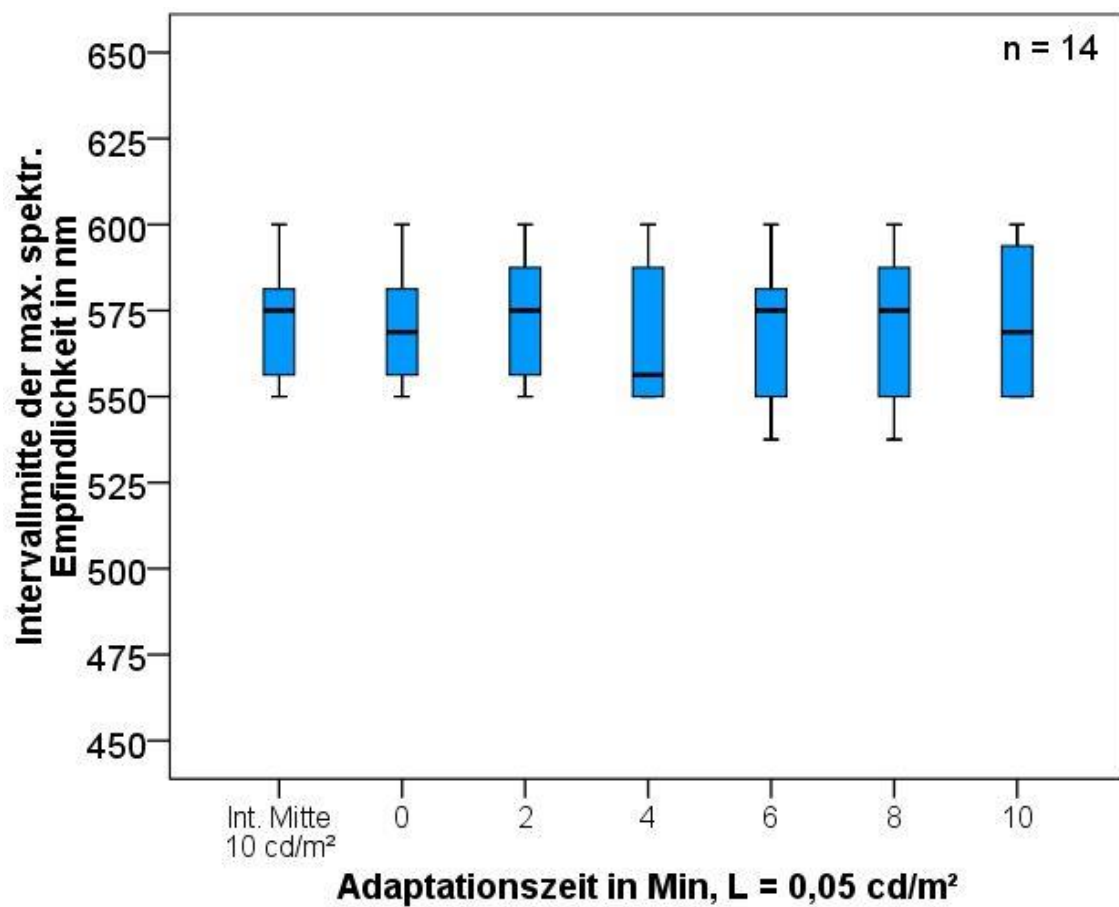


Abb. 73: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallmitten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m² (zentrale Fixation).

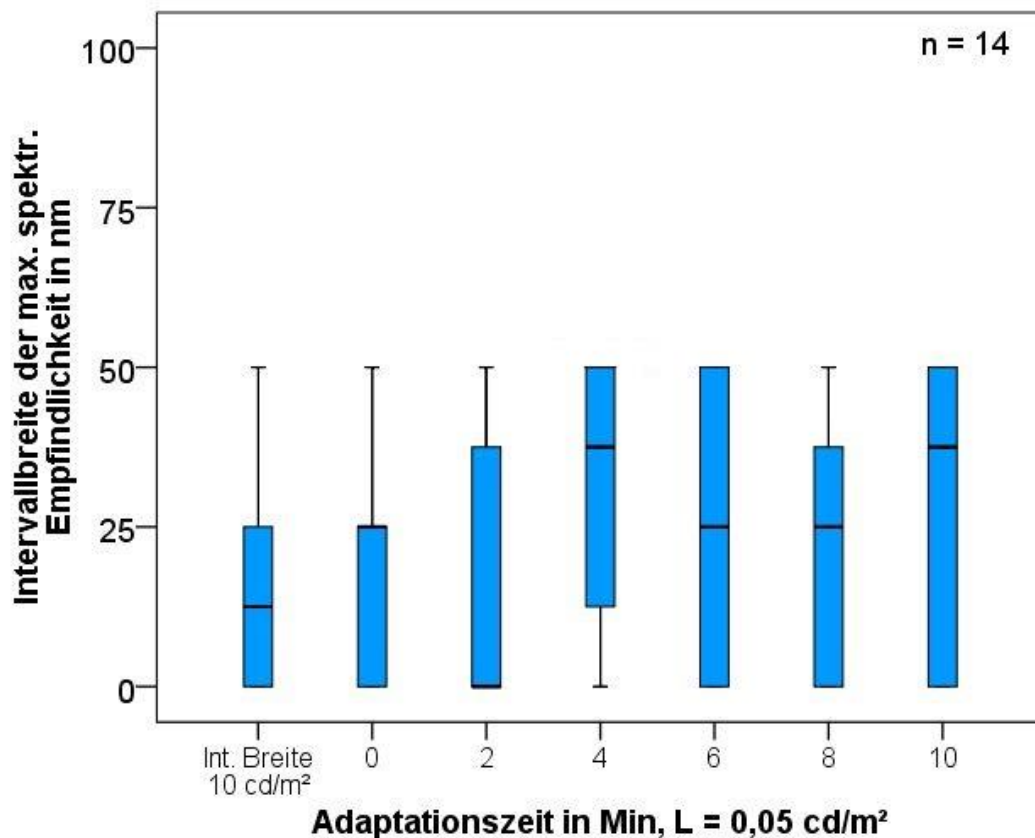


Abb. 74: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m² (zentrale Fixation).

Bei der Betrachtung der Intervallmitten fällt bei allen drei Leuchtdichten auf, dass diese zwischen 550 und 575 nm schwanken. Es kommt während der gesamten Adaptationszeit von zehn Minuten zu keiner bedeutenden Verschiebung der spektralen Empfindlichkeiten. Es existiert bei keiner der Adaptationsleuchtdichten ein statistisch signifikanter Unterschied (Friedmann-Test: für 1 cd/m² $p = 0,218$, für 0,1 cd/m² $p = 0,690$ und für 0,05 cd/m² $p = 0,902$). Bei zentraler Fixation ändert sich die maximale spektrale Empfindlichkeit bei den geprüften Leuchtdichten nicht.

Gleiches gilt für die Intervallbreiten. Bei keiner der geprüften Leuchtdichten unterscheiden sich die Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit statistisch signifikant (Friedmann-Test: für 1 cd/m² $p = 0,100$, für 0,1 cd/m² $p = 0,280$ und für 0,05 cd/m² $p = 0,142$). Auch die Quartilsabstände bleiben sowohl bei den Intervallmitten als auch bei den Intervallbreiten relativ konstant.

6.2.3.4 Flimmerverschmelzungsfrequenz in Abhängigkeit von Leuchtdichte und Adaptationszeit

Vor jedem Wellenlängenabgleich wurde die Flimmerverschmelzungsfrequenz durch Mittelwertbildung aus drei Einzelmessungen bestimmt. Bei den Leuchtdichten 1 / 0,1 und 0,05 cd/m² erfolgte nach zehnminütiger Adaptationszeit eine weitere Einzelmessung. Diese Ergebnisse sind in folgender Tab. 26 dargestellt.

Tab. 26: Flimmerverschmelzungsfrequenz (FVF) bei verschiedenen Leuchtdichten zu Beginn der Adaptation sowie nach Adaptationszeit von 10 Minuten (zentrale Fixation).

		Flimmerverschmelzungsfrequenz (FVF) in Hz Einzelmesswerte zu Beginn der Adaptation				FVF in Hz Messwert nach 10 Min Adaptation
		1	2	3	MW 1-3	4
Leuchtdichte = 1 cd/m²	oberes Quartil	20	31	20,3	23,8	18
	Median	16,5	17	17,5	17	16
	unteres Quartil	14	15	15	14,7	14
Leuchtdichte = 0,1 cd/m²	oberes Quartil	13,3	13,3	13	13,2	11,5
	Median	11	12	12	11,7	11
	unteres Quartil	10	10	9,8	9,9	10
Leuchtdichte = 0,05 cd/m²	oberes Quartil	10	11	10,3	10,4	10
	Median	10	10	10	10	9,5
	unteres Quartil	8,8	9	8,8	8,9	8,5

Die Flimmerverschmelzungsfrequenz reduziert sich mit abnehmender Leuchtdichte. Beim Vergleich der vier gemessenen Frequenzen innerhalb jedes Leuchtdichtelevels fällt auf, dass alle Werte nach zehnminütiger Adaptation entweder marginal kleiner oder höchstens gleich sind. Keiner der Werte wird jedoch so gering, dass die Flimmerverschmelzungsfrequenz niedriger ist als die zum Wellenlängenabgleich verwendete Flimmerfrequenz. Das Verfahren der Frequenzermittlung kann somit beibehalten werden.

6.2.4 Beurteilung und Diskussion der Ergebnisse in Bezug auf das Messverfahren

6.2.4.1 Beurteilung der Methodik

Die hier dargestellte modifizierte Form der heterochromatischen Flimmerphotometrie wurde mit dem Ziel entwickelt, statt der gesamten spektralen Empfindlichkeitsfunktion des Auges lediglich deren Maximum zu erfassen. Die resultierende Zeitersparnis ermöglicht mehrere Messungen in kurzen Zeitabständen während der Adaptation. Problematisch bei der Erprobung des Verfahrens ist die Tatsache, dass es zur Messung der spektralen Empfindlichkeit des Auges keinen Goldstandard gibt, mit welchem die Messwerte verglichen werden können. Zudem gibt es, wie bereits in Abschnitt 3.3.3 dargestellt, je nach verwendetem Verfahren, Differenzen in Bezug auf den Kurvenverlauf sowie deren Maxima (Ives 1912; Freiding 2010; Anstis 2002).

Grundlage für das Verfahren ist das isoenergetische Spektrum des Prüflichts (siehe Abschnitt 6.1.3). Im vorliegenden Untersuchungsaufbau wurde das Spektrum gruppenweise optimiert, so dass alle Sukzessivvergleiche mit einem Spektrum möglichst gleicher Strahldichte durchgeführt werden können. Es ist jedoch nicht auszuschließen, dass minimale Restschwankungen bzgl. der Strahlungsleistungen vorgelegen haben. Es stellt sich dabei die Frage, wie hoch diese sein dürfen, ohne dass die Wahrnehmung des Flimmerreizes beeinflusst wird. Diese Wahrnehmungsschwelle ändert sich analog zur spektralen Empfindlichkeit und ist somit von der Wellenlänge abhängig (Freiding 2010). Je höher die Empfindlichkeit des Auges für eine Wellenlänge ist, desto geringer ist die Änderung der Strahlungsleistung, die zu einer Wahrnehmung des Stimulus führt.

Englisch (2017) verwendete bei seinen Untersuchungen zur spektralen Hellempfindlichkeit eine Hintergrundbeleuchtung mit isoenergetischem Spektrum. Nach seinen Angaben betrugen die größten Abweichungen 15 %, wobei keine Informationen angegeben sind, auf welchen Wert sich dieser Prozentsatz bezieht. Außerhalb dieses Wertes konnten keine weiteren Anhaltspunkte in der Literatur gefunden werden, wie hoch die Streuungen des Spektrums im Rahmen der Hellempfindlichkeitsuntersuchungen sein dürfen. Im vorliegenden Untersuchungsaufbau wurden die Streuungen mit dem minimal realisierbaren Wert von ± 5 % durchgeführt. Dabei wurde der Einzelwert einer Prüflichtwellenlänge auf einen Gruppenmittelwert bezogen (Abb. 61). Ein negativer Einfluss der Schwankungen hätte sich in der Bestimmung der maximalen spektralen Empfindlichkeit bemerkbar machen können. Beim Wellenlängenabgleich wäre dann bei denjenigen Prüflichtwellenlängen das Flimmern am geringsten wahrgenommen worden, die nach der Bewertung mit der spektralen Empfindlichkeitsfunktion die höchsten Strahldichten aufweisen. Ein Vergleich der spektralen

Strahldichten nach der Kalibrierung mit den unmittelbar darauffolgenden Messungen zeigt, dass diesbezüglich kein Zusammenhang besteht. Somit scheinen die Restschwankungen von $\pm 5 \%$ für das beschriebene Verfahren akzeptabel zu sein.

Wie bereits erwähnt, ist bei der Beurteilung der Methodik problematisch, dass es keine photometrische Untersuchungsmethode gibt, die als Goldstandard zu Vergleichszwecken herangezogen werden kann. Somit kann eine Prüfung der Validität ausschließlich aus den in der Literatur genannten Werten erfolgen. Die Reliabilität des Verfahrens kann als ausreichend beurteilt werden. Diese kann in erster Linie durch die Höhe der Intervallbreite verzerrt sein. Da es teilweise mehrere Wellenlängen gibt, bei denen der Flimmerreiz gleich ist, ist eine eindeutige Aussage über das Maximum der Empfindlichkeitsfunktion teilweise nicht möglich. Nach Analyse ermittelter Standardabweichungen aller Wiederholungsmessungen im Rahmen der Dunkeladaptation lässt sich eine Genauigkeit von etwa $\pm 25 \text{ nm}$ für die Reproduzierbarkeit der Intervallmitte angeben. Diese Genauigkeit nimmt mit abnehmender Leuchtdichte ab. Ebenso ist sie in der Peripherie aufgrund des schlechteren Auflösungsvermögens geringer als im Netzhautzentrum. Zum Nachweis der Purkinje-Verschiebung ist diese Genauigkeit ausreichend.

Die Ergebnisse der maximalen spektralen Empfindlichkeit reihen sich im vorliegenden Versuch bei photopischen Bedingungen um den von der CIE ermittelten Wert von 555 nm. Zudem verlagert sich in der Netzhautperipherie die Häufigkeitsverteilung der Wellenlängen, bei welchen das geringste Flimmern wahrgenommen wurde, in dunkler Umgebungsleuchtdichte in den kurzwelligen Bereich. Dies ist einerseits in Abb. 67 ersichtlich und wird auch in folgender Abb. 75, welche ergänzend angefügt werden soll, deutlich. Somit ist eine Verschiebung der spektralen Hellempfindlichkeit mit dem vorliegenden Verfahren nachweisbar. Zu berücksichtigen sind dabei die hohen Streuungen in der Netzhautperipherie. Diese wurden jedoch bereits vorher in der Literatur beschrieben (Ives 1912). Auf den Aspekt der Purkinje-Verschiebung wird in Abschnitt 6.2.5 ausführlicher eingegangen. Das Verfahren eignet sich somit zur Prüfung einer solchen Verschiebung.

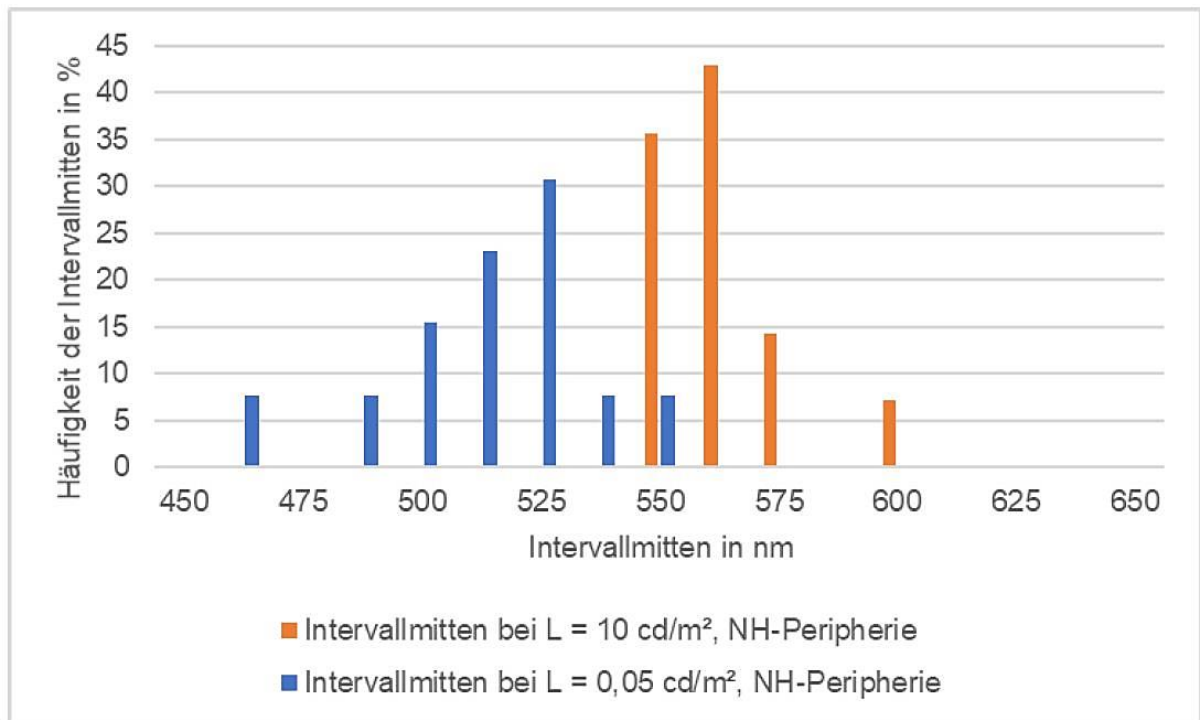


Abb. 75: Prozentuale Häufigkeit der Intervallmitten bei $L = 10 \text{ cd/m}^2$ (orange) und $L = 0,05 \text{ cd/m}^2$ (blau), jeweils bei peripherer Fixation (10°).

6.2.4.2 Beurteilung des Verfahrens zur Ermittlung der Flimmerfrequenz

Die Literatur liefert ein sehr breites Spektrum über die Höhe der Flimmerverschmelzungsfrequenz (siehe Abschnitt 3.3.3). Das liegt unter anderem an der Vielzahl an Einflussfaktoren auf diesen Wert. Dies führt dazu, dass die Flimmerverschmelzungsfrequenz bei jedem Probanden für verschiedene Prüfsituationen individuell bestimmt wurde. Probemessungen während der Erstellung des Versuchs haben gezeigt, dass Änderungen des Flimmereindrucks umso besser zu erkennen sind, je geringer dessen Frequenz ist. Somit entstand der Divisor 1,5 mit dem Ziel, eine möglichst gut beurteilbare Flimmerfrequenz zu erhalten. Durch Erfragen wurde sichergestellt, dass die berechnete Frequenz die Farbverschmelzungsfrequenz nicht unterschreitet. Da sich die Flimmerverschmelzungsfrequenz nach dem Ferry-Porter-Gesetz mit abnehmender Leuchtdichte ändert, wurde eine Abhängigkeit von der Adaptationszeit vermutet. Die Überprüfung in Tab. 26 hat jedoch gezeigt, dass die vorliegende Verringerung von 0,5 bis 1,5 Hz nach der Dunkeladaptation unregelmäßig war und aufgrund der geringen Werte nicht von einer klinischen Relevanz auszugehen ist.

Durch diese Reduktion der Flimmerverschmelzungsfrequenz kommt es zu einer minimalen Annäherung der Flimmerfrequenz mit der Flimmerverschmelzungsfrequenz im Laufe der Adaptationsperiode. Dies könnte dazu führen, dass die Flimmerintensität im Prüfverlauf schwieriger zu beurteilen ist, was sich in einer Vergrößerung der Intervallbreiten niederschlagen müsste. Eine solche Veränderung konnte jedoch in Abschnitt 6.2.3.3 nicht festgestellt werden. Aufgrund der nur geringen Änderung der Flimmerverschmelzungsfrequenz während der Adaptation und durch das Prüfen der Überschreitung der Farbverschmelzungsfrequenz ist davon auszugehen, dass die Methode zur Ermittlung der Flimmerfrequenz für den vorliegenden Versuchsaufbau gemäß Abb. 76 geeignet ist.

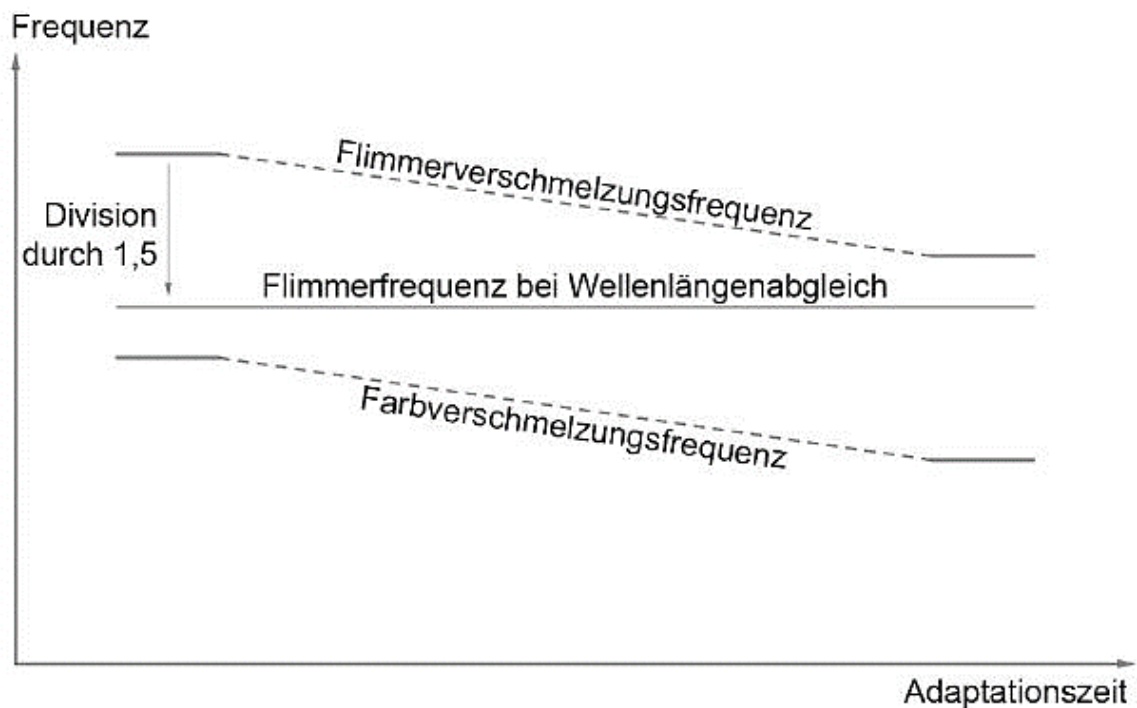


Abb. 76: Darstellung der Lage der zu wählenden Flimmerfrequenz. Durch die Division der Flimmerverschmelzungsfrequenz mit dem Divisor 1,5 kann die Forderung realisiert werden, dass die Flimmerfrequenz auch während der Änderung von Flimmer- und Farbverschmelzungsfrequenz im Laufe der Adaptationszeit in deren Zwischenbereich liegt.

6.2.5 Beurteilung und Diskussion der Ergebnisse hinsichtlich des Messverfahrens in Bezug auf die maximale spektrale Empfindlichkeit

6.2.5.1 Beurteilung der maximalen spektralen Empfindlichkeit im Netzhautzentrum in Abhängigkeit von der Leuchtdichte

Die Auswertung der Messergebnisse hat gezeigt, dass im zentralen Netzhautbereich keine Verschiebung der maximalen spektralen Empfindlichkeit bei abnehmender Umfeldleuchtdichte existiert. Dies lässt sich damit erklären, dass die Purkinje-Verschiebung auf der Beteiligung der Stäbchen an der visuellen Wahrnehmung beruht und diese in der Fovea nicht vorkommen. Kohlrausch (1922), Wald (1945) und Sloan (1928) kamen zu ähnlichen Feststellungen.

Das Empfindlichkeitsmaximum wurde bei einer Leuchtdichte von 10 cd/m^2 bei einer Intervallmitte von 575 nm mit einer Intervallbreite von 13 nm festgestellt (siehe Abschnitt 6.2.3.1). Dabei tritt die Frage auf, woher die Abweichung zu dem von der CIE vorgegebenen und von anderen Studiengruppen ermittelten Wert 555 nm kommt (Abramov und Gordon 1977; Sharpe et al. 2005). Ein Grund könnte in Abb. 12 gefunden werden. Dort ist zu sehen, dass das Maximum nicht exakt bei einem Wert definierbar ist. Somit gibt es einen Bereich von etwa 20 nm um den das Empfindlichkeitsmaximum schwanken kann.

Eine weitere Ursache für den Versatz könnte bei King-Smith und Carden (1976) auffindbar sein. Diese untersuchten den Einfluss von Größe und Darbietungszeit eines Reizes sowie der Umfeldbeleuchtung auf die maximale spektrale Empfindlichkeit. Die Sehwinkel der Stimuli betrugen 1 und $0,05^\circ$ bei Darbietungszeiten von 200 bzw. 10 ms. Die Forscher kamen zu dem Schluss, dass größere und länger andauernde Reize eher den chromatischen Kanal des visuellen Systems anregen. Des Weiteren hemmt ein beleuchteter Hintergrund das achromatische System, welches normalerweise bei der Flimmerphotometrie angesprochen wird. Das Resultat ist eine Empfindlichkeitsfunktion mit drei lokalen Maxima, von denen sich zwei bei etwa 550 nm und 600 nm befinden. Dies ist ein Hinweis auf eine Beteiligung des chromatischen Kanals (siehe Abschnitt 3.3.3). Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Swanson et al. (1987). Das Testfeld des Versuchsaufbaus der vorliegenden Arbeit ist mit $1,9^\circ$ größer als bei der Studie von King-Smith und Carden. Zudem ist das beleuchtete Umfeld durch die Verwendung des Goldmann-Perimeters mit 180° vergleichsweise groß. Somit ist es durchaus denkbar, dass bei der modifizierten Flimmerphotometrie gleichzeitig sowohl der achromatische als auch der chromatische Kanal angesprochen werden. Das Maximum der spektralen Empfindlichkeit könnte sich durch den Einfluss des chromatischen Kanals in Richtung des langwelligen Bereichs verlagern.

Die Netzhaut des menschlichen Auges besitzt 1,6-mal mehr Rot-Zapfen als Grünzapfen (Ingling und Martinez-Uriegas 1983). Daher liegt die Vermutung nahe, dass aufgrund der ungleichen Verteilung im zentralen Netzhautbereich die Informationen der Rot-Zapfen stärker gewichtet werden als die der Grün-Zapfen. Die Konsequenz wäre ein Empfindlichkeitsmaximum, welches sich in Richtung längerer Wellenlängen orientiert. Dies würde auch erklären, warum sich der Median der Intervallmitte bei 10° Blickauslenkung von 575 nm auf 563 nm verschiebt.

Ein Einfluss des Spektrums der Umfeldbeleuchtung ist unwahrscheinlich. Das Perimeter ist mit einer Glühlampe ausgestattet, deren Spektrum zum langwelligen Bereich hin ansteigt. Dadurch wären die Rot-Zapfen am stärksten angesprochen. Die ständige Reizung würde zu einem erhöhten Abbau des Sehfärbstoffs führen, wodurch die Empfindlichkeit relativ zu den anderen Zapfentypen reduziert wäre. Das Resultat wäre eher eine Verschiebung der Kurve in Richtung kürzerer Wellenlängen. Eine Beeinflussung des monochromatischen Lichts in der Perimeteröffnung konnte durch Messungen mit dem Spektral-Radiometer ausgeschlossen werden.

Über die diskutierten Aspekte hinaus existiert sicher eine Vielzahl weiterer Faktoren, welche photometrische Untersuchungen beeinflussen können. Das primäre Ziel dieser Studie ist die Beurteilung der Funktion des Versuchsaufbaus zum Nachweis der Purkinje-Verschiebung in Abhängigkeit von der Leuchtdichte und von der Adaptationszeit. Die Wellenlänge, welche den Ausgangspunkt für die Empfindlichkeitsverlagerung darstellt, ist daher für diese Studie von geringerem Interesse.

6.2.5.2 Beurteilung der maximalen spektralen Empfindlichkeit in der Netzhautperipherie in Abhängigkeit von der Leuchtdichte

Die Messergebnisse in Abschnitt 6.2.3.2 zeigen, dass bei einer peripheren Fixation von 10° eine Purkinje-Verschiebung zwischen der Leuchtdichte 10 cd/m² und der Leuchtdichte 0,05 cd/m² messbar ist. Da die Dichte der Stäbchen im peripheren Bereich größer ist und deren Absorptionsmaximum bei 500 nm liegt, entsprechen die erhobenen Werte den Erwartungen. Die Wellenlängenabgleiche wurden in der Netzhautperipherie nicht unter Berücksichtigung der Adaptationszeit durchgeführt. Der Abgleich erfolgte bei 0,05 cd/m² im adaptierten Zustand unmittelbar nach den zentralen Messungen. Grund dafür ist die auch ohnehin schon relativ lange Untersuchungszeit von ca. 70 Minuten. Die Feststellung der Verschiebung der spektralen Hellempfindlichkeit mit abnehmender Leuchtdichte von 563 nm auf 513 nm (Tab.

20) entspricht in etwa dem erwarteten Purkinje-Shift. Somit ist das primäre Ziel dieses Versuchsaufbaus gelungen, welches darin bestand, die Purkinje-Verschiebung zu messen. Ebenso kann keine Aussage darüber getroffen werden, bei welcher Leuchtdichte der Effekt auftritt, da die periphere Messung lediglich bei 10 cd/m^2 und $0,05 \text{ cd/m}^2$ erfolgte. In der in Abschnitt 6.3 dargestellten Studie werden sowohl die Adaptationszeit als auch alle vier Leuchtdichten berücksichtigt.

Die Purkinje-Verschiebung wird als eine Ursache der Nachtmyopie diskutiert (siehe Abschnitt 3.4.2.1). In der vorliegenden Studie wurde festgestellt, dass der Shift nicht in der zentralen Fovea stattfindet. Daher stellt sich die Frage, wie durch die Purkinje-Verschiebung eine Refraktionsänderung hervorgerufen werden kann, da die Refraktions- und Korrektionsbestimmung bei zentraler Fixation erfolgt. In vollständiger Dunkelheit geht die Wissenschaft davon aus, dass aufgrund des Fehlens von Stäbchen in der Fovea ein Zentralskotom vorliegt und somit ein Objekt bei leicht exzentrischer Fixation besser wahrgenommen wird (Schmidt und Lang 2007). Die beste Sehschärfe befindet sich in der Peripherie allerdings nicht am Ort der größten Stäbchendichte (20°), sondern bei etwa 5° Exzentrizität (Mandelbaum J. und Sloan 1947). Kohlrausch (1922) geht davon aus, dass an diesem Ort bereits eine Purkinje-Verschiebung auftritt und somit ein Einfluss dieses Phänomens bei nur geringen Blickbewegungen möglich ist. Jedoch beträgt die höchste periphere Sehschärfe bei 5° ca. 0,1 (Friedburg 2004). Unter der Berücksichtigung, dass die Purkinje-Verschiebung eine relative Myopisierung von 0,25 bis 0,5 dpt hervorrufen kann (siehe Abschnitt 3.4.2.1), ist es fraglich, ob diese Refraktionsänderung bei einem Visus von 0,1 wahrnehmbar ist.

Möglicherweise hat die Purkinje-Verschiebung durch die chromatische Längsaberration und den damit einhergehenden Farbquerfehler einen Einfluss bei der zentralen Fixation ausgedehnter Objekte. Diese führt dazu, dass die kurzwelligen Anteile die größte Abbildung mit dem zugleich höchsten Unschärfegrad auf der Netzhaut erzeugen (Abb. 77). Es werden daher mehr Stäbchen stimuliert. Aufgrund der hohen Empfindlichkeit der Stäbchen gegenüber kurzwelligem Licht würde die periphere Unschärfe bei mesopischen Bedingungen stärker auffallen als unter photopischen Verhältnissen. Das führt zu der Überlegung, ob ausgedehnte Objekte (bei überschwelliger Reizung der Zapfen) zwar zentral scharf gesehen werden, die Objektgrenzen jedoch unscharf sind. In diesem Fall wäre es möglich, dass die Korrektion der oben genannten Myopie von 0,25 bis 0,5 dpt wahrnehmbar wäre und zu einem schärferen Seheindruck führt.

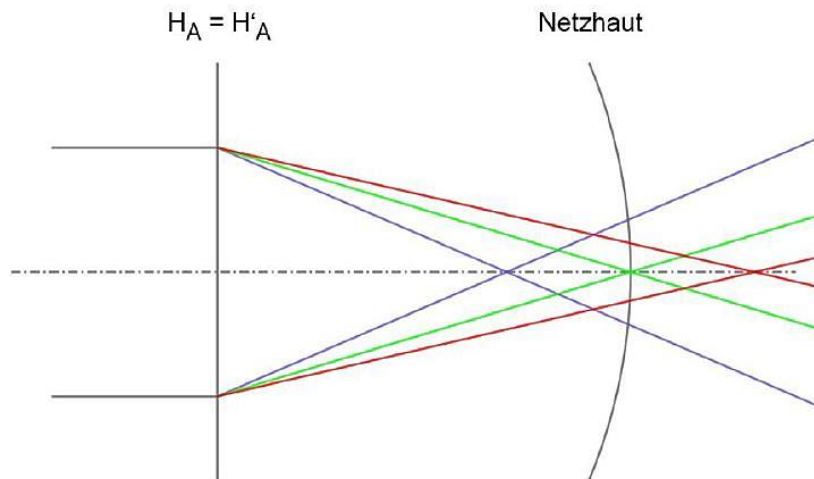


Abb. 77: Chromatische Längs- und Queraberration des Auges. H_A und H'_A = Hauptebenen des Auges.

6.2.5.3 Beurteilung der maximalen spektralen Empfindlichkeit im Netzhautzentrum in Abhängigkeit von der Adaptationszeit

Da sich, wie bereits beschrieben, die maximale spektrale Empfindlichkeit im Netzhautzentrum bei abnehmender Leuchtdichte nicht verändert, war nicht zu erwarten, dass sich das Empfindlichkeitsmaximum in Abhängigkeit von der Dunkeladaptationszeit verlagert. Die Prüfung wurde jedoch auch zum Test durchgeführt, ob Wellenlängenabgleiche im Zwei-Minutentakt durchführbar sind. Dies hat sich bestätigt. Das Thema Adaptationszeit wird ausführlicher in 6.3.4.2 diskutiert.

6.2.6 Fehlerbetrachtung

In diesem Abschnitt sollen mögliche Faktoren genannt und erläutert werden, welche die Messungen der modifizierten Flimmerphotometrie beeinflussen können:

- Spiel der Filtermechanik:
Bauteile von LEGO Technic sind so gefertigt, dass sie sich leichtgängig miteinander kombinieren lassen. Dieses Spiel bei beweglichen Teilen kann sich negativ auf die Wiederholbarkeit bei der Einstellung der Filterposition ausgewirkt haben.

- Drehzahlschwankungen des Choppermotors: Der Elektromotor lief größtenteils bei geringen Drehzahlen, wodurch Veränderungen der Flimmerfrequenzen hervorgerufen wurden. Laut der Digitalanzeige des Motors wichen die Drehzahlen maximal um ± 10 U/min vom eingestellten Wert ab. Das entspricht einer Änderung der Flimmerfrequenz von $\pm 0,5$ Hz.
- Latenz der Reizantworten der Zapfen und Stäbchen: Die Reizantwort der Stäbchen verläuft langsamer als die der Zapfen. Laut Stockman und Sharpe (2006) beträgt die Latenzzeit 66,6 ms. Bei einer Flimmerfrequenz von 7,5 Hz kann es demnach zu einer Auslöschung des Flimmerreizes aufgrund von destruktiver Interferenz kommen, wie in Abb. 78 dargestellt ist. Eine halbe Periode ($T/2$) dauert in diesem Fall 66,6 ms, sodass Zapfen und Stäbchen gegenphasig antworten.

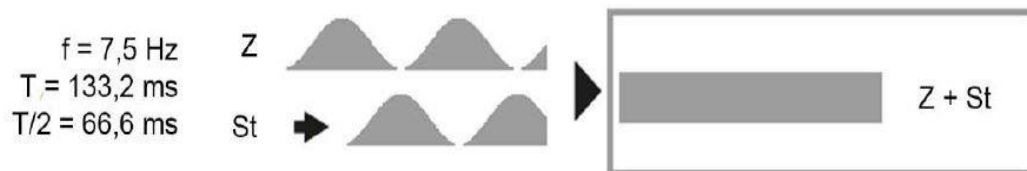


Abb. 78: Destruktive Interferenz des Flimmerreizes durch die Latenz der Reizantworten von Zapfen (Z) und Stäbchen (S) aus (Stockman und Sharpe 2006).

Dieser Effekt kann zu einem minimalen Flimmereindruck geführt haben, der jedoch nicht aufgrund der maximalen Empfindlichkeit zustande kam.

- Reflexionen an den Schmalrandgläsern, welche keine Entspiegelung aufweisen
- Schwankungen in den Spektren der verwendeten Lampen
- Veränderungen der Justierung einzelner Elemente, z.B. durch minimale Erschütterungen
- Messgeräteunsicherheit des Monochromators und der photometrischen Messgeräte
- Tränenfilmveränderungen, z.B. aufgrund einer reduzierten Lidschlagfrequenz
- Aufmerksamkeit/Ermüdungsproblematik durch langen Messablauf

6.2.7 Zwischenfazit

Das entwickelte Verfahren ermöglicht die Bestimmung der maximalen spektralen Empfindlichkeit innerhalb von zwei Minuten und unter verschiedenen Leuchtdichten. Dadurch sind die Ziele der Verfahrensentwicklung erreicht und die Empfindlichkeit ist in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bestimmbar. Die Werte für die maximale Empfindlichkeit sind in Form von Intervallmitte und Intervallbreite anzugeben. Wie zu erwarten war, ist die Beurteilung des Reizes in der Netzhautperipherie schwieriger. Daher liegt dort eine höhere Standardabweichung der Intervallmitten vor.

Im Netzhautzentrum konnte in diesem Versuch keine Purkinje-Verschiebung nachgewiesen werden. Somit gibt es auch keine Abhängigkeit von Adaptationszeit und Leuchtdichte. Die maximale spektrale Empfindlichkeit in heller Umgebung liegt im Bereich zwischen 550 nm und 575 nm. In der Netzhautperipherie (10°) konnte eine Verschiebung der maximalen spektralen Empfindlichkeit von 563 nm auf 513 nm nachgewiesen werden. Diese Werte orientieren sich an den Werten, welche auch für die Purkinje-Verschiebung zu erwarten sind. Die Abhängigkeit von Adaptationszeit und Leuchtdichte soll in der Hauptstudie zur Purkinje-Verschiebung untersucht werden.

Die Purkinje-Verschiebung bei 10° Fixationsauslenkung war im vorliegenden Versuch bei allen Probanden festzustellen. Eine Verbindung mit der Refraktionsänderung bei abnehmender Leuchtdichte scheint eher nicht vorhanden zu sein.

Folgende Aspekte im Versuchsaufbau zeigen sich als optimierungsfähig:

- Verwendung einer programmierbaren Lichtquelle als Prüflicht:
Durch den Einsatz einer solchen Lichtquelle könnten per Software isoenergetische Prüflichtwellenlängen realisiert werden. Somit wäre auch die Fehlerquelle Filtermechanik nicht mehr notwendig. Zudem wäre ein beschleunigter Messablauf zu erwarten.
- Verwendung eines Monochromators mit softwaregestütztem Schrittmotor:
Somit würde die Einstellung der Prüflichtwellenlängen weniger Zeit in Anspruch nehmen und die Genauigkeit des Verfahrens erhöhen.
- Simultan- statt Sukzessiv-Vergleich: Die Weiterentwicklung der beschriebenen Methodik zu einem Simultanvergleich je zweier Flimmereindrücke würde zuverlässigere Messergebnisse liefern. Die gleichzeitige Darbietung der zu vergleichenden Stimuli würde deren Beurteilung erleichtern. Umsetzbar wäre ein

Simultanverfahren durch den Einsatz einer kreisrunden Reizfläche, welche aus zwei Hälften besteht. In jeder Hälfte würde ein separates Prüflicht aufleuchten, wobei zwischen diesen Lichtern ein Wellenlängenunterschied von 50 bzw. 25 nm bestände. Das weiße Referenzlicht würde beide Flächenhälften beleuchten. Dieses Verfahren würde jedoch zwei Prüflichtquellen und einen zweiten Monochromator erfordern und wäre von der Handhabung schwierig zu bedienen gewesen.

Die im folgenden Abschnitt dargestellte Studie widmet sich den noch offenen Fragestellungen.

6.3 Studie zur Purkinje-Verschiebung (Studie III)

Bei der Studie zur Purkinje-Verschiebung handelt es sich um eine, durch die Ethik-Kommission der Friedrich-Schiller-Universität Jena genehmigte (Anlage F), experimentelle Querschnittstudie.

6.3.1 Zielstellung

Die umfassenden Ziele dieser Studie ergeben sich aus den folgenden Fragestellungen, welche nach den in Abschnitt 6.2 geschilderten Untersuchungen noch offen sind:

- Tritt die Purkinje-Verschiebung ausschließlich in der Netzhautperipherie auf? (z.B. aufgrund des Nichtvorhandenseins von Stäbchen im Netzhautzentrum)
- Ist die Purkinje-Verschiebung aufgrund dessen, dass der Übergang vom Zapfen- zum Stäbchensehen erst nach dem Kohlrausch-Knick erfolgt von der Adaptationszeit abhängig? Falls ja, wie sieht der Übergang während der Adaptationszeit aus? Sprunghaft, linear oder individuell unterschiedlich?
- Bei welcher Leuchtdichte tritt die Purkinje-Verschiebung ein (ausgehend davon, dass ein vollständiger Übergang vom Zapfen- zum Stäbchensehen erst unter skotopischen Bedingungen erfolgen kann)?
- Ist eine Verschiebung des Refraktionsstatus aufgrund der Purkinje-Verschiebung zu erwarten?

6.3.2 Material und Methode

6.3.2.1 Probandenkollektiv

Zur Prüfung des Verfahrens wurden die rechten Augen von 24 Probanden untersucht. Davon mussten vier aufgrund nicht verwertbarer Aussagen oder großer Lücken in den Datensätzen von der Auswertung ausgeschlossen werden. Bezüglich des Ein- und Ausschlusses zur Studienteilnahme galten die gleichen Kriterien wie bei der Evaluierungsstudie. Diese waren wie folgt:

Einschlusskriterien:

- Alter: 18 bis 40 Jahre zum Ausschluss von Presbyopie und Medientrübung
- Sehschärfe mindestens 0,8 mit bzw. ohne Korrektur
- Binokulares Einfachsehen
- Brillenwerte sph bis zu ± 6 dpt und cyl. bis zu 1 dpt zur optimalen Wahrnehmung des Flimmerreizes

Ausschlusskriterien:

- Farbsinnesstörung bzw. Farbblindheit
- Okuläre Erkrankungen oder systemische Erkrankungen mit Auswirkungen auf das visuelle System (z.B. Diabetes)
- Medikamente mit Auswirkungen auf den Refraktions- und Akkommodationsstatus
- Hormonelle Schwankungen (z.B. Schwangerschaft, Stillzeit, Pillenwechsel)
- Alkohol- oder Drogenkonsum
- Konzentrationsprobleme oder Übermüdung zum Untersuchungszeitpunkt

Somit bestand das Kollektiv aus 20 Probanden, von denen alle zum Untersuchungszeitpunkt Studierende im Fachgebiet Augenoptik/Optometrie/Ophthalmologie/Vision Science waren. Drei Probanden waren männlich (15 %) und 17 weiblich (85 %). Das mittlere Alter lag bei 26 ± 3 Jahren und das mittlere sphärische Äquivalent bei $-1,02 \pm 1,29$ dpt. In folgender Abb. 79 sind die Boxplots der Verteilungen von Alter und sphärischem Äquivalent dargestellt.

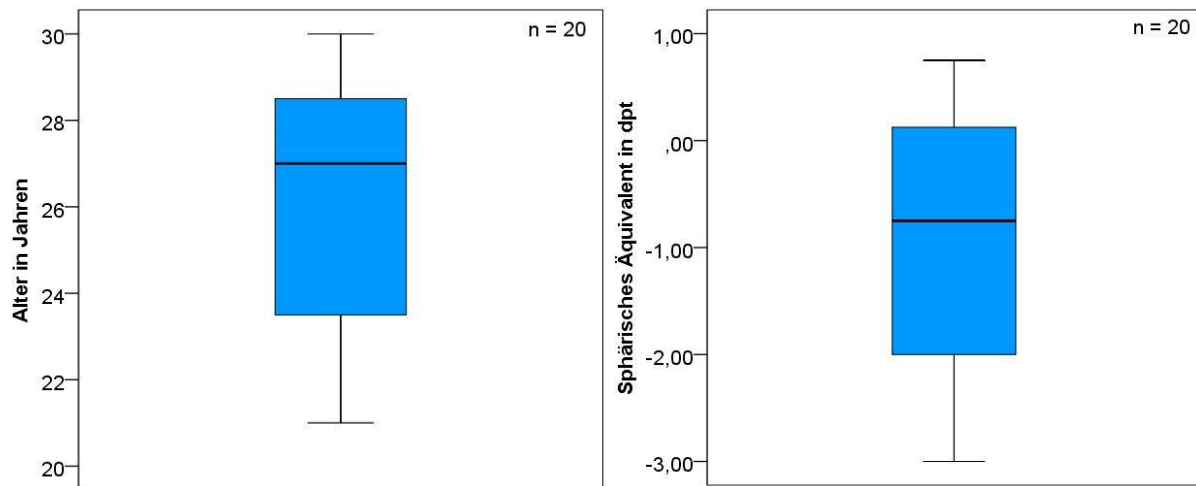


Abb. 79: Boxplotdiagramme zur Darstellung der Verteilung von Alter (links) und Fehlsichtigkeit (rechts), Studie III.

Die Boxplots zeigen, dass es bei den Verteilungen von Alter und Fehlsichtigkeiten keine Ausreißer gibt und dass mehr myope als hyperope Probanden teilgenommen haben. Der Median liegt bei -0,75 dpt, die höchste Myopie bei -3,00 dpt und die höchste Hyperopie bei +0,75 dpt.

6.3.2.2 Untersuchungsverfahren

Bezüglich der Untersuchungsverfahren galten die Bedingungen analog wie unter 6.2.2.2 beschrieben. Dabei wurde der in 6.1 erläuterte Versuchsaufbau angewandt, jedoch mit einer Änderung. Die Filtermechanik aus Abb. 45 wurde durch ein neu gebautes Filterrad ersetzt. Dies hatte mehrere Vorteile: Mögliche Messungenauigkeiten durch das Spiel in der Filtermechanik wurden eliminiert. Zudem war die Bedienung der Filtermechanik relativ kompliziert und aufgrund dessen fehleranfällig. Das neu konzipierte Filterrad war so aufgebaut, dass es für jede Prüflichtwellenlänge in 25 nm Schritten eine Stellung des Filterrads gab. In jeder Position waren Neutraldichtefilter automatisch so vorgeschaltet, dass ein isoenergetisches Spektrum vorlag und jede Prüflichtwellenlänge die gleiche Strahldichte aufwies. Ein weiterer Vorteil beim Einsatz des Filterrades war, dass beim Wechsel der Prüflichtwellenlänge lediglich das Rad in die nächste Rasterposition verdreht werden musste. Dieser schnelle Wechsel ermöglichte den Abgleich der Wellenlängen im Ein-Minuten-Intervall. Der entsprechende Aufbau ist in Abb. 80 dargestellt.

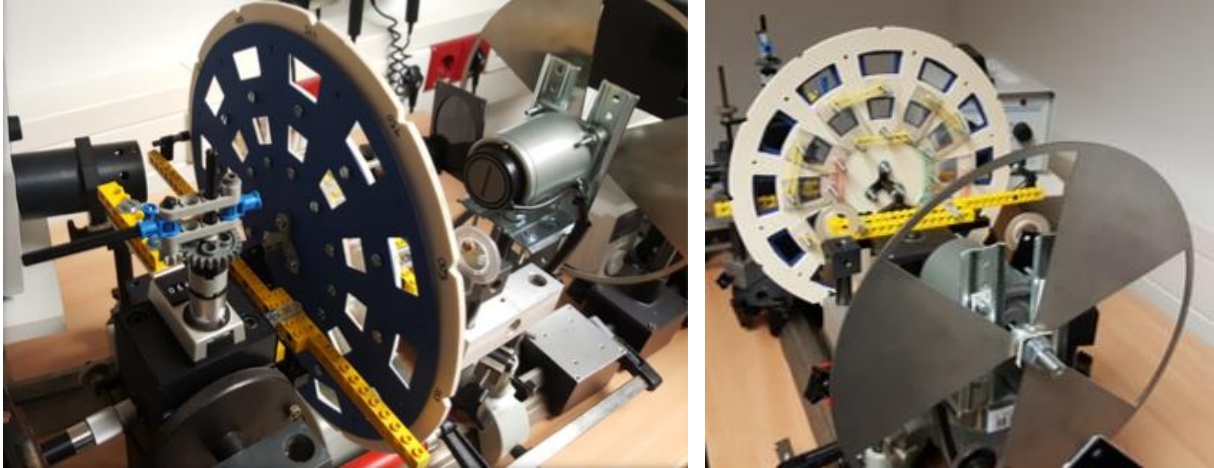


Abb. 80: Filterrad. Für jede Prüflichtwellenlänge gibt es eine Einrastposition, bei der ein entsprechender Filter ein isoenergetisches Spektrum erzeugt.

Die Verwendung des Filters sollte keine Nachteile auf den Versuchsaufbau haben, sondern vor allem dafür sorgen, dass der Ablauf einfacher und schneller und somit die Ergebnisse sicherer werden. Der genaue Aufbau ist in folgender Abb. 81 zu sehen.

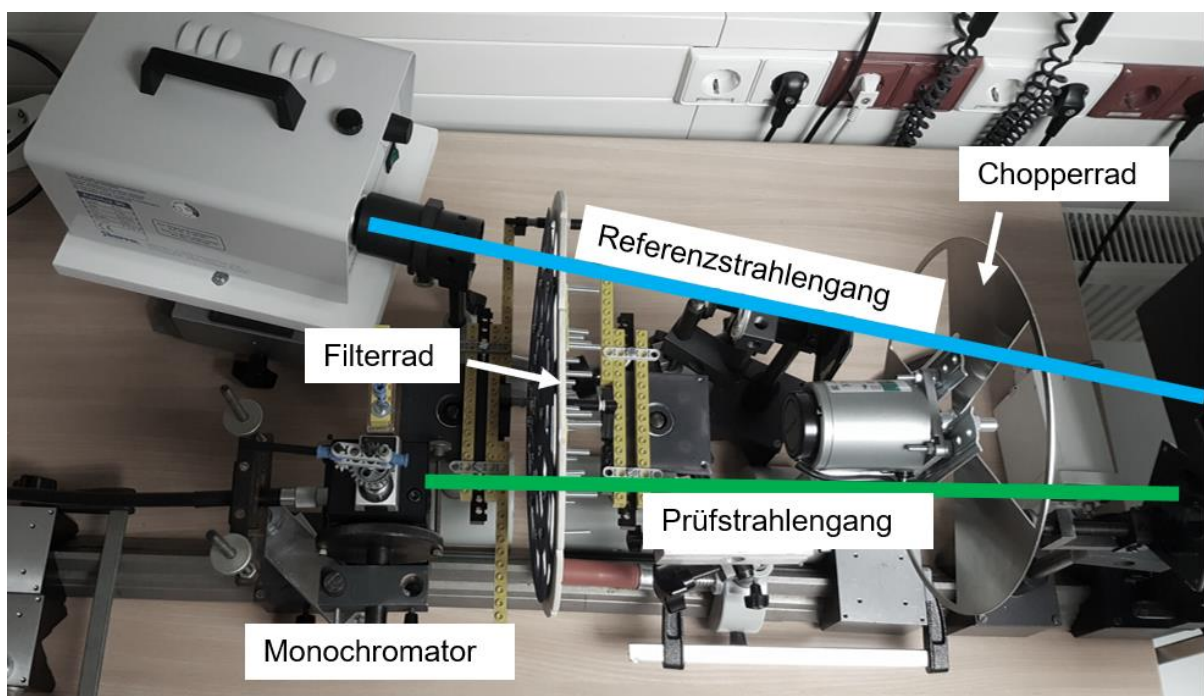


Abb. 81: Messaufbau für Studie III.

Im Zentrum dieser Studie steht die Untersuchung der Purkinje-Verschiebung in der Netzhautperipherie. Daher soll in folgender Abb. 82 die Prüfsituation in der Perimeterhalbkugel dargestellt werden. Der schwarze runde Kreis in der vergrößerten Darstellung zeigt den Ort der Darbietung des Flimmerreizes. Der helle kleinere Lichtpunkt zeigt den Fixationsstimulus in der Perimeterhalbkugel an. Dieser war in 10° Exzentrizität positioniert, um eine entsprechende temporale Blickauslenkung zu realisieren.

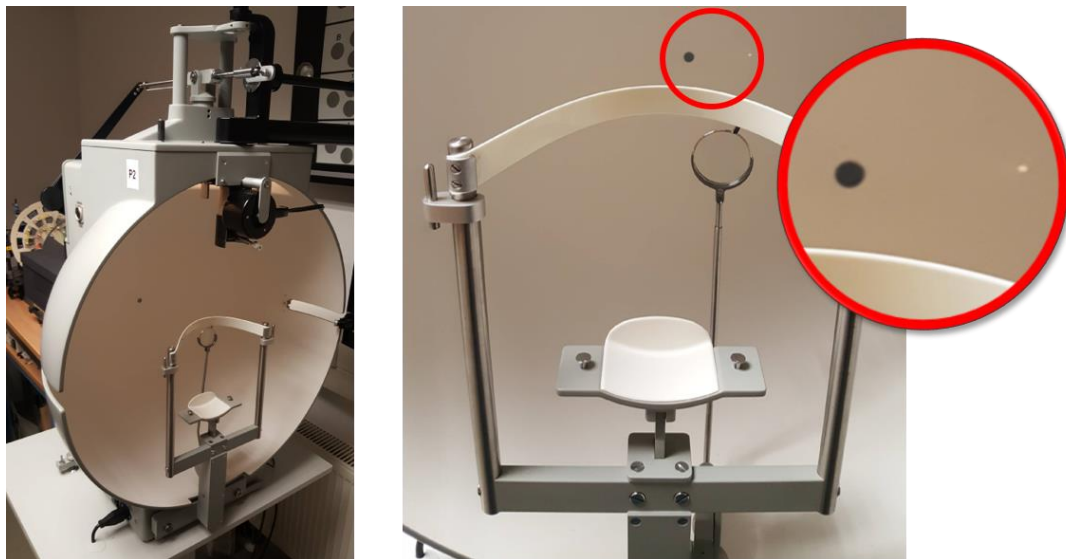


Abb. 82: Perimeterhalbkugel aus Sicht des Probanden mit Prüfreiz und weißem Fixationsstimulus.

6.3.2.3 Untersuchungsablauf

Der grundsätzliche Ablauf von Kalibrierung, Informed Consent und Prüfung der Ein- und Ausschlusskriterien sowie sämtliche Vorbereitungen zum Untersuchungsablauf funktionierten analog zu dem in 6.2.2.3 beschriebenen Verfahren. Nach der Kalibrierung des Versuchsaufbaus wurde die Reihenfolge der Leuchtdichten per Losverfahren randomisiert. Die erste Prüfung erfolgte jedoch immer mit einer Leuchtdichte von 10 cd/m². Geprüft wurde unter folgenden Bedingungen (Tab. 27).

Tab. 27: Untersuchungsablauf Studie III.

Stimulusgröße	1,9° (Öffnung im Goldmann Perimeter)
Umfeldgröße	180° (Beschränkung durch Goldmann Perimeter)
Stimulus- und Umfeldleuchtdichten	10 / 1 / 0,1 / 0,05 cd/m ² (Randbereiche durch die Perimeterleuchtdichte beschränkt)
Beobachtungswinkel	10 ° (temporal) (Realisierung über Lichtpunkt im Perimeter)

Dabei ist anzufügen, dass die Wellenlängenabgleiche in dieser Studie ausschließlich in 50 nm Schritten durchgeführt werden. Grund dafür ist die schwierigere Beurteilbarkeit des Flimmerreizes bei peripherer Fixation. Die Anwendung der 50 nm Abstufung hat weitere Vorteile: Der Untersuchungsablauf und somit der Konzentrationsaufwand wird entscheidend verkürzt und eine Purkinje-Verschiebung könnte eindeutiger zu ermitteln sein. Da eine Empfindlichkeitsverlagerung von etwa 50 nm zu erwarten ist, sollte diese in jedem Fall aufzufinden sein. Nachteilig wäre allein die limitierte Präzision.

Zunächst erfolgte die Bestimmung der Flimmerfrequenz bei einer Leuchtdichte von 10 cd/m² und peripherer Fixation (Stimulus III 3a, Graufilter 1,00 des Goldmann-Perimeters). Das entsprechende Verfahren ist in Abschnitt 6.1.4.1 beschrieben. Damit die Untersuchungsprozedur unmissverständlich ist, wurde vor dem Start eine Probemessung durchgeführt.

Im Anschluss an die Ermittlung der Flimmerfrequenz wurde das Prüflicht, welches während der Frequenzbestimmung abgedeckt war, auf eine Wellenlänge von 450 bzw. 650 nm eingestellt und freigegeben. Zur Überprüfung, ob die Flimmerfrequenz oberhalb der Farbverschmelzungsfrequenz liegt, wurde folgende Frage gestellt: „Nehmen Sie nun ein blaues (450 nm) bzw. rotes (650 nm) Flimmern wahr? Oder leuchten abwechselnd ein farbiges und ein weißes Licht auf?“ Im Anschluss erfolgte der Wellenlängenabgleich (siehe 6.1.4.2) mit zwei Messwiederholungen. Neu war dabei lediglich die Verwendung des Filterrades (Abb. 80) nach der beschriebenen Vorgehensweise statt der Filtermechanik (Abb. 45).

Für die Leuchtdichten 1 cd/m^2 , $0,1 \text{ cd/m}^2$ und $0,05 \text{ cd/m}^2$ gilt folgende Vorgehensweise:

Während der Adaptationspause zwischen den Prüfungen für die einzelnen Leuchtdichten erfolgten einige Vorbereitungen für die nächsten Messungen: Die Umfeldleuchtdichte des Perimeters wurde auf 10 cd/m^2 eingestellt und die entsprechenden Filter für die nun folgende Leuchtdichte wurden in die Strahlengänge für Prüf- und Referenzlicht integriert. Nachdem sich der Proband positioniert hatte, wurde die Helligkeit des Perimeters auf die entsprechende Leuchtdichte (1 cd/m^2 / $0,1 \text{ cd/m}^2$ / $0,05 \text{ cd/m}^2$) gedimmt. Unmittelbar danach erfolgte die Bestimmung der Flimmerfrequenz nach dem bereits beschriebenen Prinzip. Nach Abschluss dieser Bestimmung wurde die Perimeterleuchtdichte wieder auf 10 cd/m^2 erhöht. Der Proband adaptierte ca. 3 Minuten an die hellere Umgebung. Im Anschluss erfolgte eine erneute Reduzierung der Perimeterleuchtdichte auf die Prüfhelligkeit. Sogleich begannen sowohl die Zeitmessung als auch der Wellenlängenabgleich, welcher sich im Minutentakt wiederholte. Nach jeder Leuchtdichte erfolgte eine kurze Pause mit einer erneuten dreiminütigen Adaptation an die 10 cd/m^2 Stufe, welche nach jedem Wellenlängenabgleich jeweils wieder eingestellt wurde. Die Helligkeit des Fixierlichts wurde mit abnehmender Leuchtdichte reduziert. So ist der Stimulus bei $0,05 \text{ cd/m}^2$ wie folgt zu wählen: Stimulus III 3a, Graufilter 0,01.

6.3.3 Messdaten und Ergebnisse

6.3.3.1 Maximale spektrale Empfindlichkeit in der Netzhautperipherie in Abhängigkeit von der Adaptationszeit

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der Wellenlängenabgleiche unter Berücksichtigung der Adaptationszeit dargestellt. Diese sollen im Einzelnen für die Leuchtdichten 1 / $0,1$ und $0,05 \text{ cd/m}^2$ bei peripherer Fixation (10°) betrachtet werden. Dazu erfolgt jeweils die Darstellung einer Tabelle mit den deskriptiven Werten sowie ein Boxplotdiagramm für Intervallmitte und Intervallbreite. Die zugehörige Hypothese H4 stellt zur Prüfung, ob das Eintreten der Purkinje-Verschiebung von der Adaptationszeit abhängt. In den Diagrammen wird immer der Ausgangswert vor der Verdunklung bei 10 cd/m^2 mit angezeigt. Tab. 28, Abb. 83 und Abb. 84 stellen die Werte für eine Adaptationsleuchtdichte von 1 cd/m^2 dar.

Tab. 28: Deskriptive Daten für den Verlauf der Intervallmitten und Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 1 cd/m² (10° Fixationsauslenkung).

Leuchtdichte 1 cd/m ² zentrale Fixation		Adaptationszeit in Minuten										
		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Intervall- mitte in nm	oberes Quartil	575	600	600	600	600	600	600	600	600	600	575
	Median	550	563	575	575	575	575	550	575	575	575	575
	unteres Quartil	550	550	550	550	550	550	550	550	550	550	550
Intervall- breite in nm	oberes Quartil	50,0	0	50,0	37,5	37,5	50,0	0	50,0	0	37,5	50,0
	Median	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	unteres Quartil	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

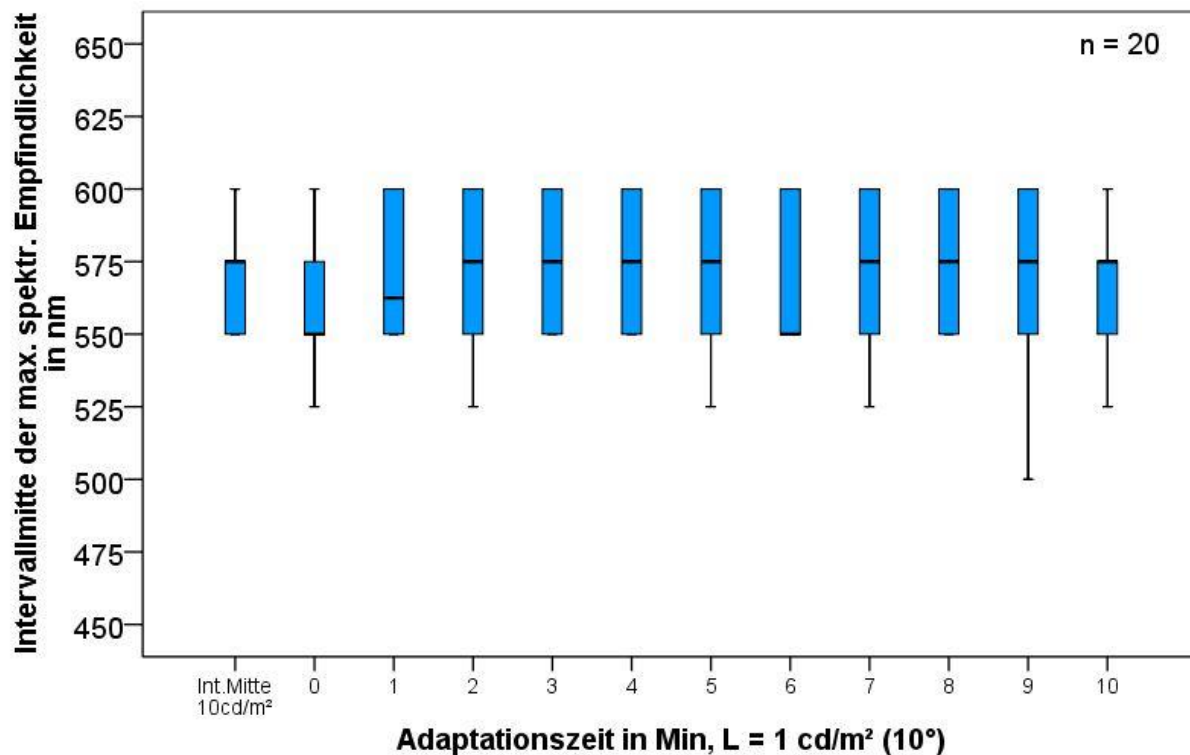


Abb. 83: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallmitten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 1 cd/m² (10° Fixationsauslenkung).

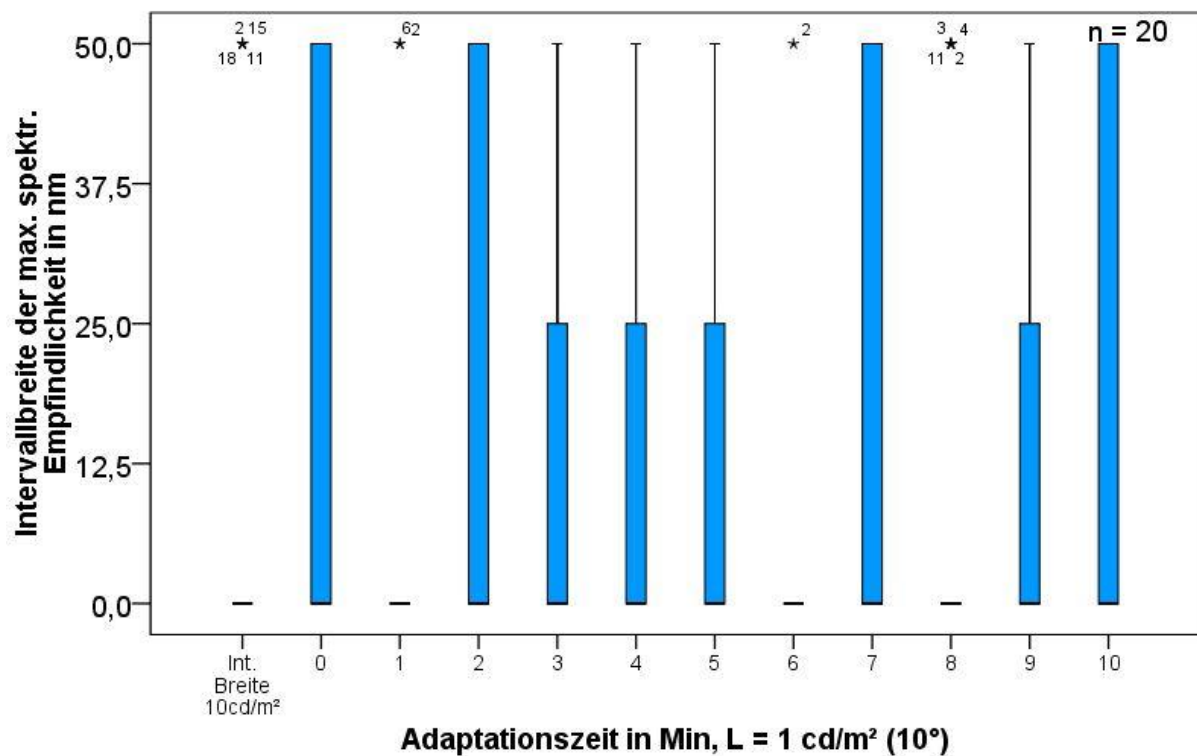
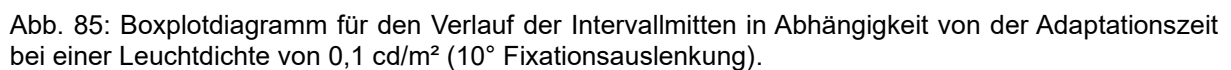


Abb. 84: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 1 cd/m² (10° Fixationsauslenkung).

Sowohl bei den Intervallmitten als auch bei den Intervallbreiten ist für eine Leuchtdichte von 1 cd/m² keine Abhängigkeit von der Adaptationszeit zu beobachten. Die Mediane der Intervallmitten pegeln sich auf einem Niveau zwischen 550 und 575 nm ein. Auch die Quartile zeigen keine wesentlichen Unterschiede im Verlauf der Adaptationszeit. Bezüglich der Intervallbreiten bleibt der Median konstant bei einem Wert von 0. Diese Probanden konnten sich auf eine Wellenlänge mit minimalem Flimmern festlegen. Die Streuungen bezüglich der Quartilsabstände folgen keiner Regel. Weder die Intervallmitten noch die Intervallbreiten zeigen im Lauf der Dunkeladaptation einen statistisch signifikanten Unterschied (Friedman-Test: Intervallmitte: $p = 0,987$, Intervallbreite: $p = 0,057$). Hierbei wurde der Referenzwert bei 10 cd/m² nicht berücksichtigt.

Die nun folgenden Tab. 29, Abb. 85 und Abb. 86 zeigen den Verlauf bei einer Adaptationsleuchtdichte von 0,1 cd/m² auf.

[illegible]

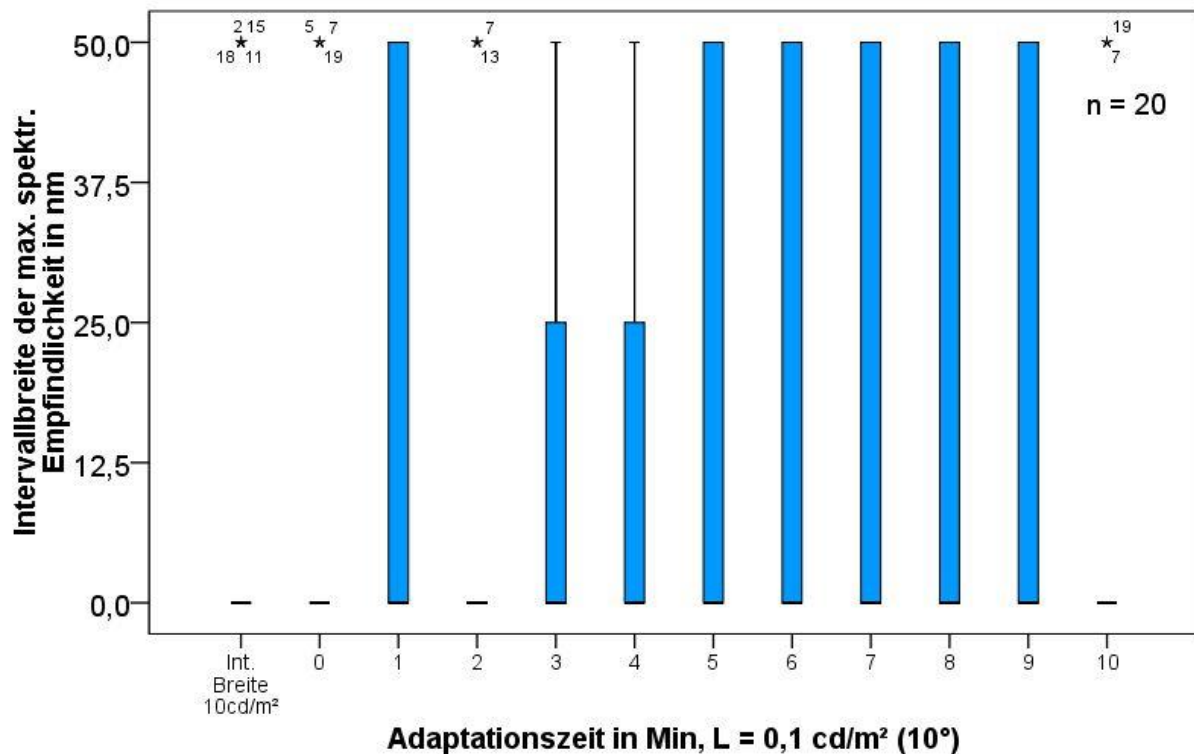


Abb. 86: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,1 cd/m² (10° Fixationsauslenkung).

Während sich unmittelbar nach der Abdunklung auf 0,1 cd/m² eine Verschiebung der spektralen Empfindlichkeit gegenüber der Referenzleuchtdichte 10 cd/m² in Richtung kürzerer Wellenlängen ergibt, verändert sich dieser Wert im Laufe der Adaptationszeit nicht. Sowohl Mediane als auch Quartile pendeln sich in einem stabilen Bereich um 550 nm mit Tendenz in Richtung von kürzeren Wellenlängen ein. Für die Intervallbreiten gilt das gleiche wie für die 1 cd/m² Leuchtdichte. Die Schwankungen folgen keinem System. Während der Adaptationszeit (0 bis 10 Min) liegen keine statistisch signifikanten Unterschiede bzgl. der spektralen Empfindlichkeit vor (Friedman-Test: Intervallmitte: $p = 0,083$, Intervallbreite: $p = 0,143$).

Nachfolgende Tab. 30, Abb. 87 und Abb. 88 beschäftigen sich mit der Abhängigkeit der spektralen Hellempfindlichkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m².

Tab. 30: Deskriptive Daten für den Verlauf der Intervallmitten und Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m² (10° Fixationsauslenkung).

Leuchtdichte 0,05 cd/m ² zentrale Fixation		Adaptationszeit in Minuten										
		0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Intervall- mitte in nm	oberes Quartil	550	544	544	550	525	525	544	544	544	525	525
	Median	550	525	525	525	500	525	525	525	500	525	525
	unteres Quartil	500	481	500	500	500	500	500	500	500	500	500
Intervall- breite in nm	oberes Quartil	0	50,0	50,0	50,0	50,0	50,0	50,0	50,0	37,5	50,0	50,0
	Median	0	25,0	0	0	0	50,0	25,0	25,0	0	50,0	50,0
	unteres Quartil	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

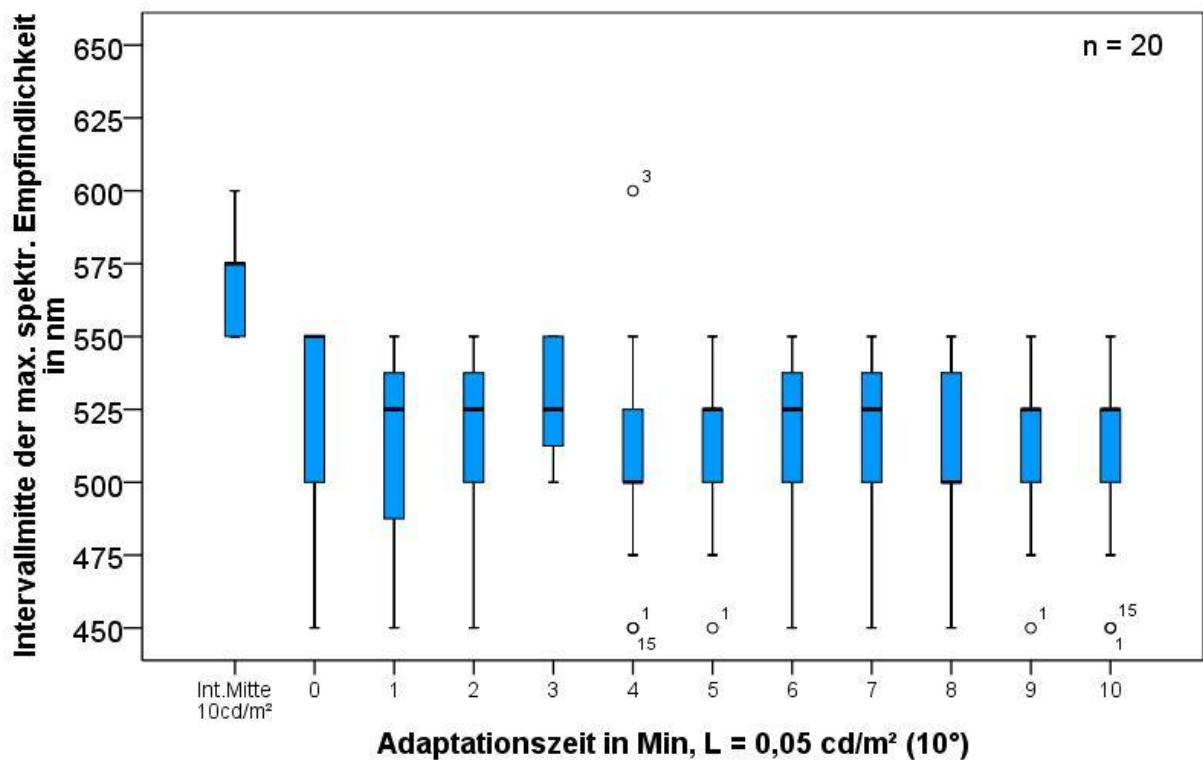


Abb. 87: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallmitten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m² (10° Fixationsauslenkung).

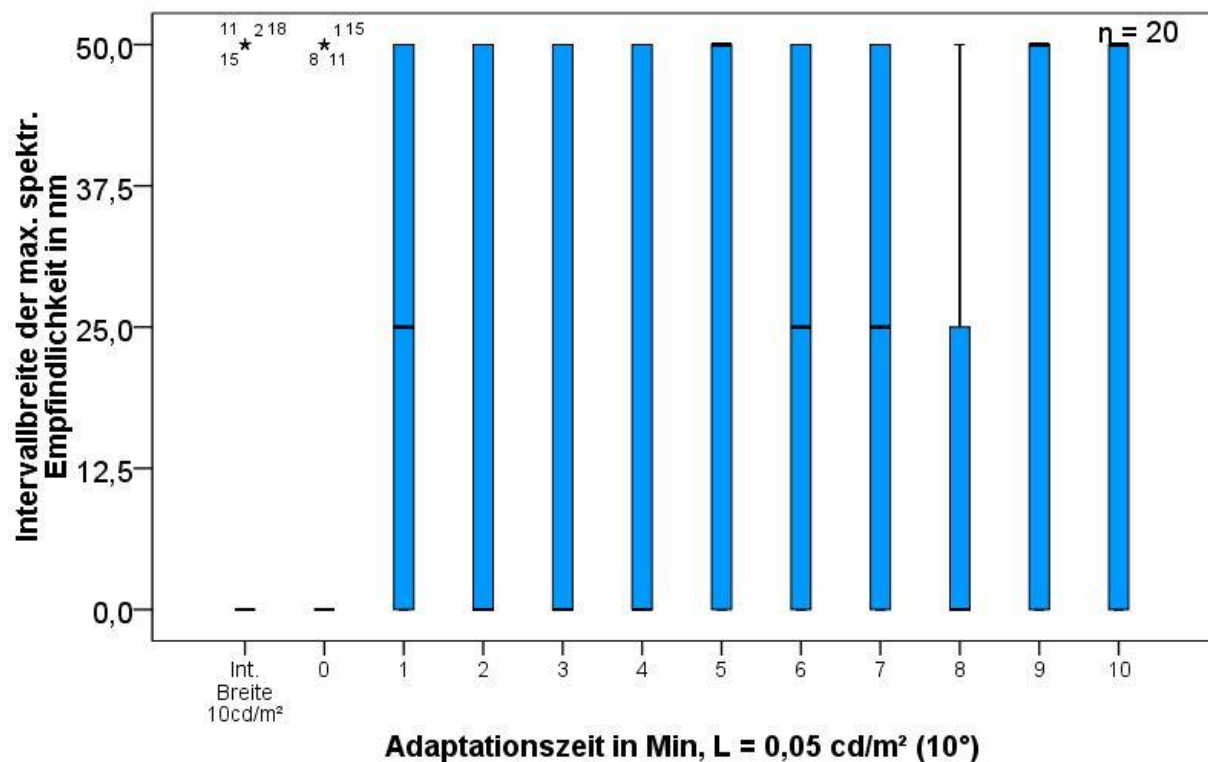


Abb. 88: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m² (10° Fixationsauslenkung).

Auch bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m² zeigt sich eine deutliche Verschiebung in Richtung kürzerer Wellenlängen im Vergleich zur Referenzwellenlänge 10 cd/m². Direkt nach der Abdunklung gibt es einen Schritt von 575 nm auf 550 nm im Median. Erst nach einer Minute folgt eine weitere Reduktion der Empfindlichkeit auf 525 nm. Danach bleiben die Werte recht konstant und pendeln sich zwischen 500 nm und 525 nm ein. Für die Intervallbreiten gilt auch bei dieser Leuchtdichte eine unsystematische Streuung der Werte. Der Friedman-Test zeigt in diesem Fall statistisch signifikante p-Werte an. Für die Intervallmitte gilt: $p = 0,030$ und für die Intervallbreite gilt $p = 0,010$. Diese Differenzen sind jedoch nicht als klinisch relevant einzustufen.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass sich die spektrale Empfindlichkeit im Laufe einer Adaptationszeit von 10 Minuten nicht verändert. Die Verschiebung der spektralen Hellempfindlichkeit bei Leuchtdichte von 0,1 cd/m² und 0,05 cd/m² tritt unmittelbar nach der Abdunklung, spätestens aber nach einer Minute ein. Somit ist Hypothese H4 abzulehnen. Die Dunkeladaptationszeit hat keinen Einfluss auf die Purkinje-Verschiebung. Wenn diese eintritt, tritt sie unmittelbar nach Abdunklung ein.

6.3.3.2 Maximale spektrale Empfindlichkeit in der Netzhautperipherie in Abhängigkeit von der Umfeldleuchtdichte

Da im vorherigen Abschnitt 6.3.3.1 festgestellt wurde, dass die Adaptationszeit keinen Einfluss auf die spektrale Hellempfindlichkeit hat, werden für die folgende Auswertung die Mittelwerte aller Messungen innerhalb dieser 10 Minuten und somit aus 11 Einzelwerten gebildet. Dies führt aufgrund der recht hohen intraindividuellen Streuung bei dieser Untersuchung (siehe Abschnitt 6.2.3) zu einer höheren Sicherheit der Werte. Da die Differenzen der Mittelwerte der Intervallmitten zwischen den verschiedenen Leuchtdichten normalverteilt sind, sollen dabei mittelwertbasierende Testverfahren verwendet werden. Die Quartile werden aufgrund der Vergleichbarkeit zu den Ergebnissen der Evaluierungsstudie mit angeführt. Die deskriptiven Daten pro Leuchtdichte sind in folgender Tab. 31 aufgeführt und in Abb. 89 grafisch dargestellt.

Tab. 31: Deskriptive Daten der Intervallmitten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei peripherer Fixation.

Beobachtungswinkel 10°		Leuchtdichte in cd/m²			
		10	1	0,1	0,05
Intervallmitte in nm	Mittelwert	568	571	539	514
	Standardabweichung	18	18	19	19
	oberes Quartil	575	589	550	528
	Median	575	573	545	515
	unteres Quartil	550	555	526	501

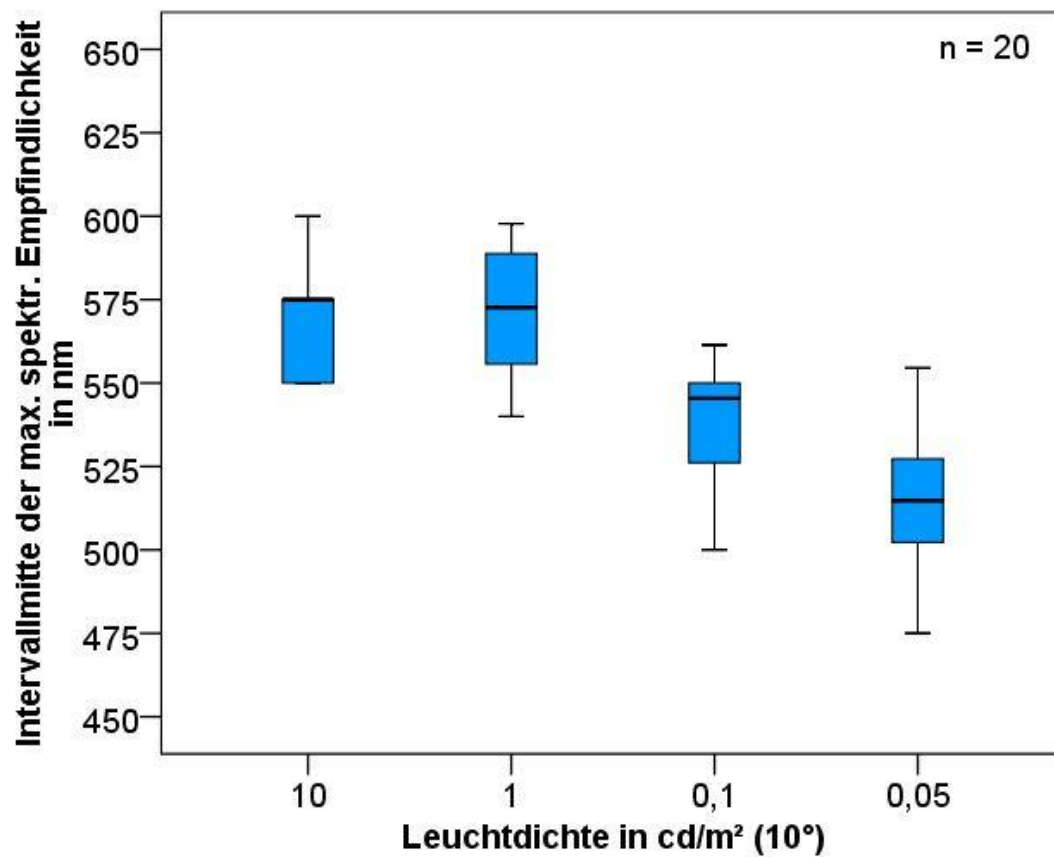


Abb. 89: Boxplotdiagramm der Intervallmitten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei peripherer Fixation (10°).

Um ein besseres Verständnis für diese Werte zu bekommen, ist es naheliegend, die Differenzen an verbundenen Stichproben zu betrachten. Die deskriptiven Werte sind in Tab. 32 aufgeführt und das zugehörige Boxplotdiagramm ist in Abb. 90 dargestellt.

Tab. 32: Deskriptive Differenzendarstellung zur Änderung der Intervallmitten der spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte. Negative Werte bedeuten dabei eine Veränderung in Richtung niedrigerer Wellenlängen.

Beobachtungswinkel 10°		Differenz der Intervallmitten in nm bei den folgenden Leuchtdichteänderungen		
		1 cd/m ² - 10 cd/m ²	0,1 cd/m ² - 10 cd/m ²	0,05 cd/m ² - 10 cd/m ²
Differenz der Intervall- mitte in nm	Mittelwert	4	-29	-53
	Standard- abweichung	18	20	25
	oberes Quartil	21	-16	-38
	Median	2	-32	-50
	unteres Quartil	-11	-49	-74

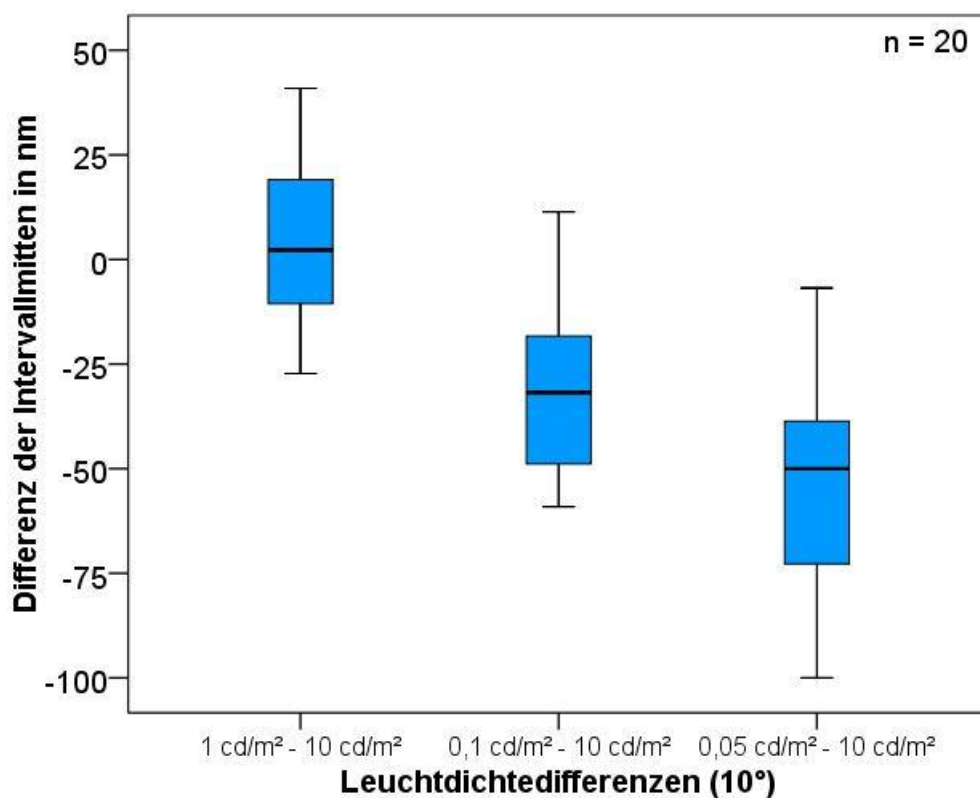


Abb. 90: Boxplot-Differenzendarstellung zur Änderung der spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei peripherer Fixation (10°).

Diese Ergebnisse zeigen eine eindeutige Verschiebung der spektralen Empfindlichkeit mit abnehmender Leuchtdichte hin zu kürzeren Wellenlängen. Während bei einer Veränderung von 10 cd/m² auf 1 cd/m² keine signifikante Änderung auftritt (T-Test: $p = 0,339$), gibt es beim Übergang von 10 cd/m² auf 0,1 cd/m² eine statistisch signifikante Verschiebung der spektralen Empfindlichkeit hin zu kürzeren Wellenlängen um etwa 30 nm (T-Test: $p < 0,001$). Bei Einstellung der dunkelsten Leuchtdichte beträgt diese Verschiebung ca. 50 nm (T-Test: $p < 0,001$) und nimmt somit den erwarteten Betrag der Purkinje-Verschiebung an. Es ist also sichtbar, dass etwa der halbe Purkinje-Effekt bei einer Leuchtdichte von ca. 0,1 cd/m² zu finden ist. Für das vollständige Eintreten des Purkinje-Shifts sind Leuchtdichten kleiner 0,1 cd/m² notwendig. Auffällig sind auch bei diesen Ergebnissen die hohen Streuungen, sichtbar in den Quartilsabständen und Standardabweichungen.

Offen ist noch die Betrachtung der Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Leuchtdichte. Die Werte sind nachstehend abgebildet (Tab. 33 und Abb. 91).

Tab. 33: Deskriptive Daten der Intervallbreiten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei peripherer Fixation.

Beobachtungswinkel 10°		Leuchtdichte in cd/m ²			
		10	1	0,1	0,05
Intervallbreite in nm	oberes Quartil	0	18	20	32
	Median	0	7	10	20
	unteres Quartil	0	1	0	14

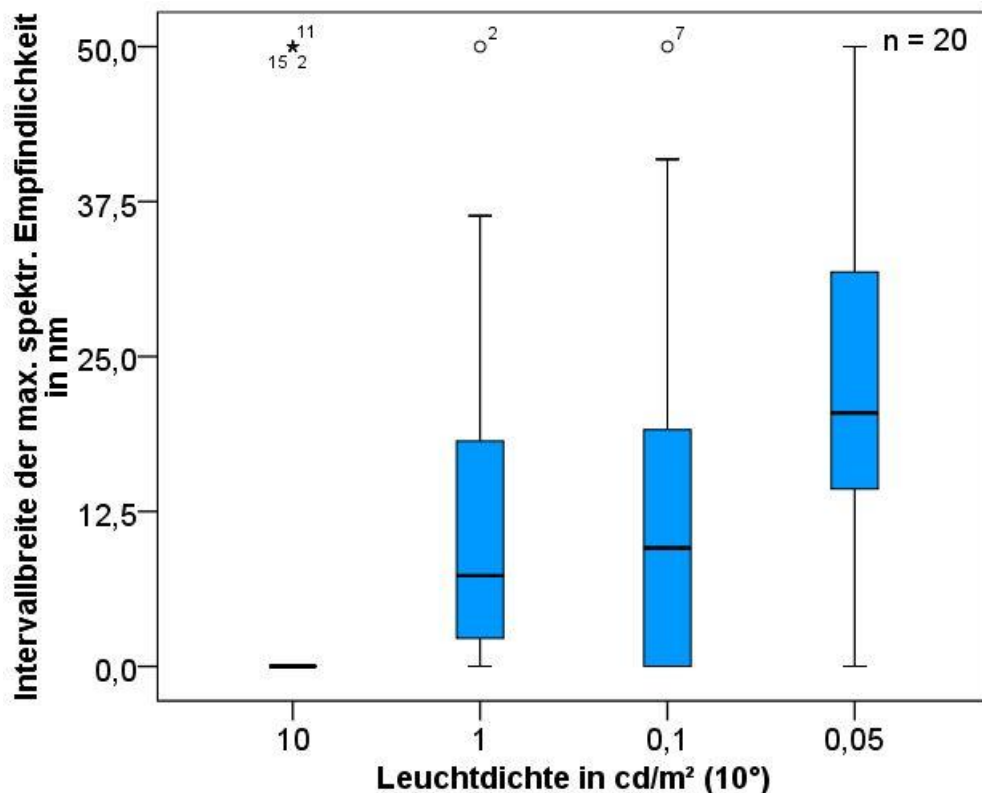


Abb. 91: Boxplotdiagramm der Intervallbreiten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei peripherer Fixation (10°).

Es ist eine Zunahme der Intervallbreite mit abnehmender Leuchtdichte zu erkennen. Während bei 10 cd/m² meist eine Wellenlänge zu identifizieren war, bei welcher das Flimmern am geringsten erscheint, nehmen diese Bereiche mit abnehmender Leuchtdichte zu. Vor allem bei der dunkelsten Leuchtdichte ist eine signifikante Zunahme der Intervallbreite festzustellen (Wilcoxon-Test: $p < 0,001$).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Purkinje-Verschiebung mit ihrem vollen Betrag erst bei Leuchtdichten von unter 0,1 cd/m² eintritt. Hypothese H5 wird somit angenommen. Es existiert eine Purkinje-Verschiebung, also eine Verschiebung der maximalen spektralen Empfindlichkeit mit abnehmender Leuchtdichte hin zu kürzeren Wellenlängen. Ebenso wird Hypothese H6 angenommen. Die Purkinje-Verschiebung tritt ausschließlich in der Netzhautperipherie (10°) auf, nicht aber im Netzhautzentrum.

6.3.4 Diskussion

6.3.4.1 Beurteilung in Bezug auf die Leuchtdichte

In Studie III konnte bei 10° Fixationsauslenkung durch den Purkinje-Shift eine Verschiebung der spektralen Hellempfindlichkeit in Richtung kürzerer Wellenlängen festgestellt werden. Bezogen auf die Leuchtdichte setzt diese Verschiebung nicht sprunghaft ein. Beim Übergang von 10 cd/m² auf 0,1 cd/m² beträgt der Shift im Mittel 29 ± 20 nm und beim Übergang von 10 cd/m² auf 0,05 cd/m² hat er einen knapp doppelt so hohen Wert von 53 ± 25 nm, während beim Übergang von 10 cd/m² auf 1 cd/m² noch keine Verschiebung der spektralen Empfindlichkeit auftritt. Dies steht im Widerspruch zu den Ergebnissen von Vienot und Chiron (1992), welche postulieren, dass es bei der heterochromatischen Flimmerphotometrie eine sprunghafte Verschiebung der Empfindlichkeit gibt. Die hohe Standardabweichung deutet darauf hin, dass bei dieser Leuchtdichte bei einigen Probanden eine stärkere Verschiebung feststellbar ist und bei anderen Probanden noch kein deutlicher Purkinje-Effekt auftritt. Diese leuchtdichtebezogene Assoziation konnte bereits von Várady et al. (2007) beobachtet werden, welche ebenfalls bei 1 cd/m² noch keinen Shift messen konnten. Bei 0,01 cd/m² trat dann eine Verschiebung in Richtung 510 nm auf. Im Gegensatz zu der vorliegenden Studie konnte dieser Effekt bei Várady et al. (2007) sowohl bei zentraler als auch bei peripherer Fixation (10°) festgestellt werden. Freiding et al. (2007) konnten bei 1 cd/m² (0° und 10° Fixation) bereits eine Verschiebung auf 530 nm feststellen. Bei den beiden genannten Studien wurde jedoch die Schwellenmethode eingesetzt. Eine Differenz könnte in der unterschiedlichen Reizung des chromatischen und achromatischen Kanals (siehe 3.3.3) begründet sein. Dies führt möglicherweise zu einer abweichenden Hellempfindlichkeitskurve (Stockman und Sharpe 2006). Zudem wurde in den beiden Studien zunächst für mindestens 10 Minuten auf die entsprechende Leuchtdichte adaptiert. Die unwahrscheinliche Vermutung, dass sich nach zehn Minuten Adaptation bei einer Leuchtdichte von 1 cd/m² die Empfindlichkeit zu den in dieser Studie gemessenen Werten noch einmal verändert, kann jedoch nicht ausgeschlossen werden. Weiterhin ist die Frage zu beleuchten, warum bei einigen Studien auch bei zentraler Fixation eine Purkinje-Verschiebung festgestellt werden konnte (Freiding et al. 2007; Várady et al. 2007) und bei anderen nicht (Englisch 2017; Freiding 2010). Bei Várady et al. (2007) wurde die Erkennungsschwelle eines monochromatischen 2° großen Landoltrings auf weißem Hintergrund geprüft. All diese genannten Studien arbeiteten mit unterschiedlichen Formen der Schwellenbestimmung. Dabei ist es entscheidend wie lange die Reizdarbietung erfolgte. Eine schnelle Reizfolge bei der Schwellenbestimmung kommt der heterochromatischen Flimmerphotometrie bzgl. der Ansprache des achromatischen Kanals nahe (Freiding 2010). So verwendete Englisch (2017) eine Darbietungszeit von 350 ms und eine Pausendauer von

1000 ms. Várady et al. (2007) nutzt eine wesentlich längere Darbietungszeit der Landoltringe von drei Sekunden. Somit sind die Untersuchungsbedingungen von Englisch eher mit den hier durchgeführten Untersuchungsbedingungen vergleichbar. Die Messmethodik scheint einen wichtigen Einfluss auf die Empfindlichkeit zu haben. Bei der Flimmerphotometrie wird hauptsächlich der achromatische Kanal angesteuert. Die in diesem Kanal führenden Stäbchen favorisieren eine Kopplung mit den Blauzapfen (Mollon und Jordan 1988/89). Somit könnte aufgrund der peripheren Anordnung von Stäbchen und Blauzapfen der Effekt über den achromatischen Kanal bei 10 ° Fixationsauslenkung erklärt werden. Bei der Erklärung über den chromatischen Kanal spielt auch die mit der Dunkeladaptation verbundene Reduktion der Empfindlichkeit der Grün- und Rotzapfen eine Rolle. Somit gewinnen blaue Wellenlängen mehr an Bedeutung. Die Grün- und Rotzapfen dominieren den chromatischen Kanal, der somit vor allem im Netzhautzentrum von Bedeutung ist. Daher könnte der Effekt bei der Schwellenbestimmung auch zentral messbar sein. Schließlich bleibt festzustellen, dass Schwankungen und Ergebnisdifferenzen zwischen Flimmerphotometrie und Schwellenbestimmung keine neue Erkenntnis sind (Eloholma et al. 2005). Bereits Stockman und Sharpe (2006) stellten multiple Einflüsse auf die Ergebnisse der Empfindlichkeitsmessungen fest. Dazu gehören Stimulusgröße, Darbietungsort, Darbietungszeit usw. Es bestätigt sich die Komplexität des mesopischen Leuchtdichtebereichs, wie bereits im Jahr 2006 von den beiden Forschern festgestellt und begründet wurde. Es scheint mit jeder Variation der Messsituation und jeder neuen Messbedingung ein neues Ergebnis aufzutreten. Diese Tatsache macht einen Vergleich mit anderen Messungen nahezu unmöglich.

6.3.4.2 Erklärungsansätze in Bezug auf die Adaptationszeit

Zur Prüfung der Verschiebung der spektralen Hellempfindlichkeit unmittelbar nach der Abdunklung auf eine Prüfleuchtdichte konnten keine Ergebnisse in der Literatur gefunden werden. Zu diesem Zweck wurde das vorgestellte Verfahren entwickelt. Bisherige Studien beschäftigten sich meist mit der gesamten Empfindlichkeitsfunktion. Durch die lange Messdauer ist dabei eine Berücksichtigung der Adaptationszeit nicht möglich. Mit dem entwickelten Verfahren kann im Minutentakt die maximale spektrale Empfindlichkeit geprüft werden. Somit kann erstmals der Einfluss der Adaptationszeit untersucht werden. Dabei ist festzustellen, dass es mit Ausnahme der ersten Minute bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m² keine Variationen des Empfindlichkeitsmaximums im Laufe der zehn Minuten Adaptationszeit gibt. Der Zwischenschritt bei 0,05 cd/m² könnte in dem sprunghaften Übergang zu der doch relativ dunklen Leuchtdichte und einer damit verbundenen höheren Anpassung begründet

sein. Die Tatsache, dass sich die Wellenlänge mit der maximalen Empfindlichkeit nicht über die Adaptationszeit verändert, war nicht zu erwarten. Hintergrund ist die bisherige Lehrmeinung der Erklärung der Purkinje-Verschiebung über die Stäbchenaktivität. In der Dunkeladaptationskurve (Abb. 9) ist zu erkennen, dass bei etwa 5 bis 8 Minuten das Zapfensehen vom Stäbchensehen abgelöst wird. Die Reizschwelle der Stäbchen sinkt unter die der Zapfen und durch die veränderte maximale Empfindlichkeit der Stäbchen bei ca. 500 nm kommt es zur Purkinje-Verschiebung. Diese Theorie wurde bereits in Abschnitt 3.3.1 dargestellt und ist so in allen Fachbüchern zur Sinnesphysiologie beschrieben (z.B. Goldstein 2010). Demnach wurde die Purkinje-Verschiebung mit dem Kohlrausch-Knick, also dem Übergang vom Zapfen- auf das Stäbchensehen in Verbindung gebracht. Dies konnte in der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden, da der Purkinje-Shift unmittelbar nach der Abdunklung auftritt. Im Folgenden werden einige mögliche Erklärungsansätze und Hypothesen aufgeführt:

- Die Purkinje-Verschiebung kommt nicht aufgrund einer sinkenden Reizschwelle der Stäbchen zu Stande, sondern könnte in einer höheren Empfindlichkeit der Blauzapfen bei abnehmender Leuchtdichte begründet sein. Hierfür gibt es in der Literatur keine Quellen, die auf eine Erhöhung der Blauzapfenempfindlichkeit unmittelbar nach der Abdunklung hinweisen. Jedoch gibt es auch keine Quellen, die diese Hypothese widerlegen. Dass die Purkinje-Verschiebung mit einer relativen Empfindlichkeitsverschiebung der einzelnen Zapfentypen in Verbindung gebracht werden könnte, würde auch durch die Tatsache gestützt werden, dass im Netzhautzentrum kein Purkinje-Shift auffindbar ist, da im zentralen Netzhautbereich kaum Blauzapfen angeordnet sind (Curcio et al. 1991). Hier ist die Durchführung einer Folgestudie beispielsweise unter Zuhilfenahme der „Silent Substitution“ Technik sinnvoll. Andere Möglichkeiten wären die Durchführung einer selektiven Kontrastschwellenuntersuchung mit monochromatischen Stimuli oder elektrophysiologische Untersuchungen.
- Es existieren Wechselwirkungen zwischen Stäbchen und Zapfen (Mohand-Said et al. 2001; Frumkes und Temme 1977). Die Rezeptorschwellen beeinflussen sich gegenseitig. Es ist somit nicht auszuschließen, dass es bei der Darbietung kurzweiliger Stimuli zu einer Interaktion zwischen Stäbchen und Blauzapfen kommt, welche zu einer Erhöhung der Empfindlichkeit für blaues Licht führt.
- Die Empfindlichkeitsverschiebung könnte eine Folge des bei Dunkelheit größeren Pupillendurchmessers sein. Je größer die Pupille, desto mehr periphere Netzhautareale sind am Sehen beteiligt. Da Blauzapfen und Stäbchen nicht in der

Fovea vorkommen, sondern die Verteilung eine exzentrische Abhängigkeit zeigt, könnte eine Belichtung peripherer Areale bei größerem Pupillendurchmesser zu einer Erhöhung der Empfindlichkeit im kurzwelligen Bereich erklären. Da sich der Pupillendurchmesser sofort nach Einstellung der Adaptationsleuchtdichte vergrößert, würde der Effekt auch sofort eintreten.

6.3.5 Zwischenfazit

Die spektrale Hellempfindlichkeit des menschlichen Auges verschiebt sich bei Leuchtdichten unter $0,1 \text{ cd/m}^2$ hin zu kürzeren Wellenlängen. Diese Verschiebung tritt jedoch sofort nach der Einstellung der Adaptationsleuchtdichte auf und ist unabhängig von der Dunkeladaptationszeit. Ebenso ist die Purkinje-Verschiebung nicht im Netzhautzentrum bei zentraler Fixation festzustellen, sondern nur bei einer Auslenkung der Fixation um 10° .

Die offenen Fragen zur spektralen Empfindlichkeitsverschiebung erfordern einige Folgestudien. Diese sind jedoch unabhängig von der Zielstellung dieser Arbeit zu sehen. Die übergreifende zentrale Fragestellung dieser Studie war es, den Einfluss der Purkinje-Verschiebung auf Refraktionsänderungen in Dämmerung und Nacht zu evaluieren. Aufgrund der Ergebnisse lässt sich dies wie folgt einordnen. Die Purkinje-Verschiebung tritt in vollem Umfang erst bei Leuchtdichten unter $0,1 \text{ cd/m}^2$ auf. Solch geringe Leuchtdichten sind in realen Sehsituationen wie z.B. im nächtlichen Straßenverkehr nicht zu erwarten (Ekrias et al. 2008). Von daher ist das Eintreten einer Purkinje-Verschiebung im Straßenverkehr als unwahrscheinlich zu beurteilen. Des Weiteren kann die Purkinje-Verschiebung nicht die mittels Autorefraktometer gemessenen Refraktionsverschiebungen in dunkler Umgebung erklären, da dort mit monochromatischem, meist rotem Licht gearbeitet wird und somit die Purkinje-Verschiebung keinen Einfluss auf das Refraktionsergebnis haben kann. Außerdem ändert sich bei der Purkinje-Verschiebung nicht die Geometrie des Auges (Länge, Radian, usw.). Ein Autorefraktometer, welches die Refraktion ausschließlich über anatomisch-geometrische Werte bestimmt, kann bei einer Empfindlichkeitsverlagerung nicht reagieren. Für subjektive Messungen ist der Einfluss der Purkinje-Verschiebung ebenfalls unwahrscheinlich, da dieser nicht zentral, sondern nur bei peripherer Fixation auftritt. Ebenso ist der Purkinje-Effekt ein Phänomen, das visuell nur subjektiv wahrnehmbar ist, da er die brechenden Medien des Auges nicht beeinflusst. Während der subjektiven Refraktions- und Korrektionsbestimmung ist die Fixation ausschließlich zentral. Von daher ist ein Einfluss der Purkinje-Verschiebung auf das Refraktionsergebnis für realistische Sehsituationen nicht zu erwarten.

Die vierte und letzte Studie, welche in dieser Dissertation dargestellt wird, beschäftigt sich nun mit der Untersuchung von Visus und Kontrastempfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte und mit der Möglichkeit der Verbesserung dieser visuellen Parameter durch Defokussierung. Diese Studie wird im folgenden Abschnitt 5.6 erläutert.

7. Studie zur Untersuchung von Visus und Kontrastempfindlichkeit bei Defokussierung in Dämmerung und Nacht (Studie IV)

Bei der Studie zur Veränderung von Visus und Kontrastempfindlichkeit bei Defokussierung handelt es sich um eine prospektive Querschnittstudie, welche im Labor Dunkelrefraktion des Fachgebiets Augenoptik/Optometrie/Ophthalmologie/Vision Science an der Ernst-Abbe-Hochschule Jena durchgeführt wurde. Diese Studie wurde durch die Ethikkommission der Friedrich-Schiller-Universität genehmigt (Anlage H).

7.1 Zielstellung

Wie in Abschnitt 3.4.3 dargestellt, gab es bereits einige Untersuchungen zum Thema Betrag der Dämmerungs- und Nachtmyopie. Die Untersuchungsbedingungen dieser Studien sind teilweise schwer nachvollziehbar, da die verwendeten Messsysteme heute nicht mehr am Markt verfügbar sind und die Methodik in den jeweiligen Veröffentlichungen oft sehr ungenau beschrieben wurde. Gerade beim Thema Sehen in Dämmerung und Nacht spielt die subjektive Wahrnehmung von Verbesserung und Verschlechterung eines Seheindrucks eine bedeutende Rolle. In diesem Zusammenhang soll durch eine möglichst starke Objektivierung subjektiver Messverfahren die Refraktionsänderung mit abnehmender Leuchtdichte untersucht werden. Dies ist in Form von Defokuskurven möglich. Somit können mehrere Fragestellungen untersucht werden:

- Wie verändern sich Visus und Kontrastempfindlichkeit mit abnehmender Leuchtdichte?
- Wie ändert sich der Refraktionsstatus mit abnehmender Leuchtdichte?
- Ab welcher Leuchtdichte tritt eine Verschiebung des Refraktionsstatus ein?
- Kann eine Korrektur für mesopische Lichtverhältnisse Visus und Kontrastempfindlichkeit verbessern?

Übergeordnetes Ziel dieser Studie sind somit zum einen die Aufnahme von Defokuskurven für Visus und Kontrast in Abhängigkeit von der Leuchtdichte und zum anderen neue Erkenntnisse über die Auswirkung verschiedener dioptrischer Wirkungen in Abhängigkeit von der Leuchtdichte zu untersuchen. Es ist keine Studie bekannt, welche bereits Defokuskurven für Visus und Kontrast in Abhängigkeit von der Leuchtdichte untersucht hat. Somit sollen neue Erkenntnisse über die Dämmerungs- und Nachtmyopie gewonnen werden.

7.2 Material und Methode

7.2.1 Probandenkollektiv

Die Studie wurde am rechten Auge von 31 Probanden durchgeführt. Für die Studienteilnahme wurden folgende Ein- und Ausschlusskriterien berücksichtigt, welche sich an die Studien I bis III anschließen:

Einschlusskriterien:

- Alter: 18 bis 40 Jahre zum Ausschluss von Presbyopie und Medientrübung
- Sehschärfe mindestens 0,8 mit bzw. ohne Korrektur
- Binokulares Einfachsehen

Ausschlusskriterien:

- Okuläre Erkrankungen oder systemische Erkrankungen mit Auswirkungen auf das visuelle System (z.B. Diabetes)
- Medikamente mit Auswirkungen auf den Refraktions- und Akkommodationsstatus
- Hormonelle Schwankungen (z.B. Schwangerschaft, Stillzeit, Pillenwechsel)
- Alkohol- oder Drogenkonsum
- Konzentrationsprobleme oder Übermüdung zum Untersuchungszeitpunkt

Von den 31 teilnehmenden Probanden waren 11 männlich (35 %) und 20 weiblich (65 %). Das mittlere Alter lag bei 26 ± 3 Jahren. Alter und Refraktionsstatus sollen in Abb. 92 veranschaulicht werden.

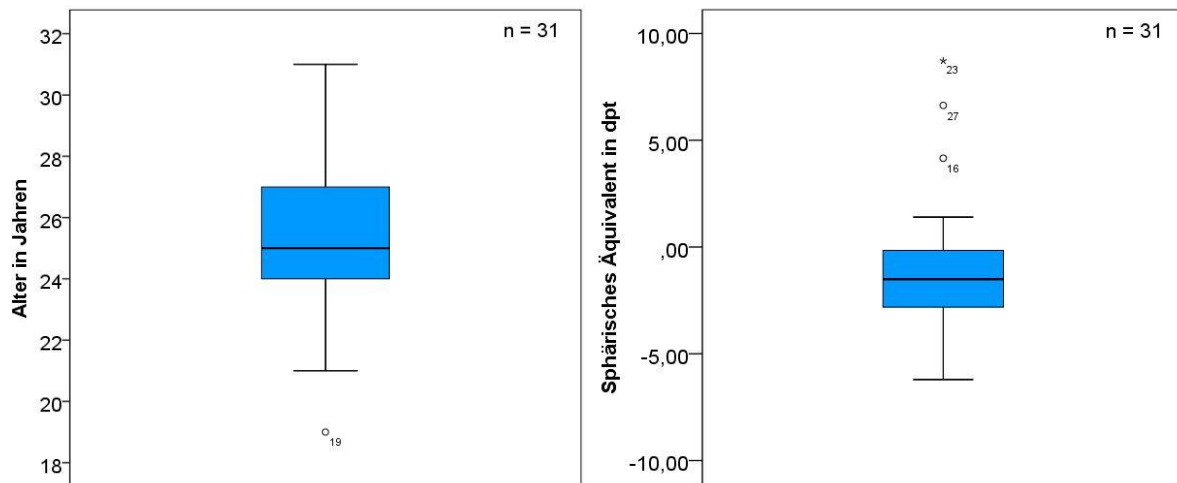


Abb. 92: Boxplotdiagramme zur Darstellung der Verteilung von Alter (links) und Fehlsichtigkeit (rechts), Studie IV.

Die Boxplots zeigen, dass es bei den Verteilungen von Alter und Fehlsichtigkeiten keine Ausreißer gibt und dass mehr myope als hyperope Probanden teilgenommen haben. Die mittlere Fehlsichtigkeit ist $-1,23 \pm 3,24$ dpt. Der Median liegt bei $-1,51$ dpt, die höchste Myopie bei $-6,21$ dpt und die höchste Hyperopie bei $+8,72$ dpt. Die ausreißerverdächtigen Probanden wurden an dieser Stelle nicht ausgeschlossen, da keine Abhängigkeit einer Refraktionsänderung in Dämmerung und Nacht vom Betrag der Fehlsichtigkeit bekannt ist. Sie werden aber bzgl. ihrer Messergebnisse genau beobachtet.

7.2.2 Untersuchungsverfahren

Zur Durchführung der Studie benötigte Geräte und Hilfsmittel sind nachfolgend aufgelistet:

- Vollständig abdunkelbarer Untersuchungsraum zur Einstellung der Leuchtdichten zwischen photopischen und skotopischen Lichtverhältnissen
- Sehzeichendisplay: Polatest E, Carl Zeiss Vision GmbH zur Bestimmung der subjektiven Refraktion in photopischen Lichtverhältnissen
- Software für FrACT (Freiburg Acuity, Contrast, Vernier and Grating Test) inkl. PC und Monitor Color Edge CG246, Fa. Eizo zur Darbietung von Landoltringen für die Visusbestimmung und Gittermuster für die Ermittlung der Kontrastempfindlichkeit
- Graufilter Nr. 211, 0.9 Neutral Density (Fa. LEE Filters) zur Abdunklung des Eigenleuchtens des Monitors bei niedrigen Leuchtdichten

- Equipment zur Refraktionsbestimmung (Messbrille, Messgläser, ...)
- Aberrometer: i.Profiler Plus, Carl Zeiss Vision GmbH zur Bestimmung der sphärischen Aberration
- Freisicht-Autorefraktometer: WAM 5500, Fa. Grand Seiko zur Ermittlung des Dark Focus of Accommodation
- Leuchtdichtemesskamera LMK 5 (Technoteam Bildverarbeitung GmbH) zur Vermessung und Kalibrierung des Versuchsaufbaus
- VNDQ (Vision and Night Driving Questionnaire nach Kimlin et al. 2016)

Das zentrale Untersuchungsverfahren ist der Freiburg Acuity, Contrast, Vernier and Grating Test (FrACT) von Bach (1996). Dabei handelt es sich um eine frei verfügbare Software, welche verschiedene psychometrische Methoden verwendet, um eine automatisierte, selbstgesteuerte Messung der Sehschärfe und der Kontrastempfindlichkeit zu ermöglichen. Wie bereits in Abschnitt 3.5.2.2 angedeutet, wird die Progression der Optotypengröße dabei durch ein spezielles Eingabelungsverfahren die „Best-PEST Strategie“ bestimmt. Der FrACT Test wurde in einer Vielzahl klinischer Studien eingesetzt (siehe: <https://www.michaelbach.de/fract>) und ist eine validierte und anerkannte Methode zur Bestimmung von Defokuskurven für Visus und Kontrast. Dabei ist es wichtig, den FrACT-Test in Verbindung mit dem Monitor nach Anleitung zu kalibrieren.

Bei einer Defokuskurve erfolgt die Bestimmung einer Schwellenuntersuchung (in diesem Fall Visus bzw. Kontrast) in Abhängigkeit von einem optischen Defokus. Die Prüfung erfolgt monokular, wobei das Probandenauge subjektiv für eine bestimmte Bedingung (in diesem Fall photopische Lichtverhältnisse, Entfernung 6 m) vollkorrigiert ist. Die Defokussierung wird dadurch erreicht, dass sphärische dioptrische Wirkungen vor das Auge geschaltet werden, ebenso wie eine „Placebo-Kontrolle“ in Form eines Planglases. In diesem Fall wurden sieben Messgläser in einer Messbrille mit einer durch Losverfahren randomisierten Reihenfolge vorgesetzt (-1,00 / -0,75 / -0,50 / -0,25 / plan / +0,25 / +0,5 dpt).

Bei der Erstellung der Visus-Defokuskurven erfolgte für jedes Messglas die Bestimmung des Visus mit Landoltringen am FrACT Test. Dabei hatte der Proband eine Tastatur in der Hand, mit welcher er die entsprechende Richtung der Ringöffnung eingeben konnte. Pro Durchlauf wurden 24 Landoltringe in 8 verschiedenen Darbietungsrichtungen präsentiert. Nach jedem Durchlauf erfolgte die Ausgabe des Visus in logMAR. 24 Darbietungen sollten eine möglichst hohe Sicherheit und Genauigkeit gewährleisten. Die Visusangaben wurden in Abhängigkeit

des entsprechenden Defokus geplottet. Das entstehende Diagramm zeigt dann eine Defokuskurve (siehe z.B. Abb. 95). Dieser Vorgang sollte für fünf Leuchtdichten (100 cd/m^2 , 10 cd/m^2 , 1 cd/m^2 , $0,1 \text{ cd/m}^2$ und $0,05 \text{ cd/m}^2$) wiederholt werden. Beim Wechsel der Leuchtdichten musste der Neutraldichtefilter entsprechend gewechselt werden, sodass die gewünschte Prüffeldleuchtdichte realisiert werden kann. Für die photopische Leuchtdichte erfolgte die Prüfung nicht für $-0,75 \text{ dpt}$ und $-1,00 \text{ dpt}$. Ziel der Prüfung für photopische Bedingungen war lediglich die Bildung einer Referenz für Vollkorrektur. Diese wäre nicht erreicht, wenn der Visus bei $-0,25$ ansteigt bzw. bei $+0,25$ und ggf. bei $+0,50 \text{ dpt}$ *nicht* abfällt. Die Prüfung unter photopischer Leuchtdichte stand somit immer am Anfang der Messreihe.

Die Defokuskurven für die Kontrastschwelle wurden unter Verwendung derselben Messgläser für die genannten Leuchtdichten bei jeweils vier Ortsfrequenzen erstellt. Dabei wurden die Ortsfrequenzen nach der „Goldstandard-Methode“ zur Bestimmung des Gitterkontrasts (CSV-1000, Fa. Vectorvision und die Vistech-Tafeln) gewählt. Es wurde bei 3 cycles per degree (cpd), 6 cpd, 12 cpd und 18 cpd geprüft. Das verwendete Sinusgitter kann vier verschiedene Richtungen annehmen und wurde in Kreisform (Durchmesser 15 cm) dargestellt. Pro Durchlauf erfolgten ebenfalls 24 Darbietungen. Anschließend wurde die Kontrastempfindlichkeit (Kehrwert der ermittelten Kontrastschwelle) in Abhängigkeit vom Wert des Defokus geplottet.

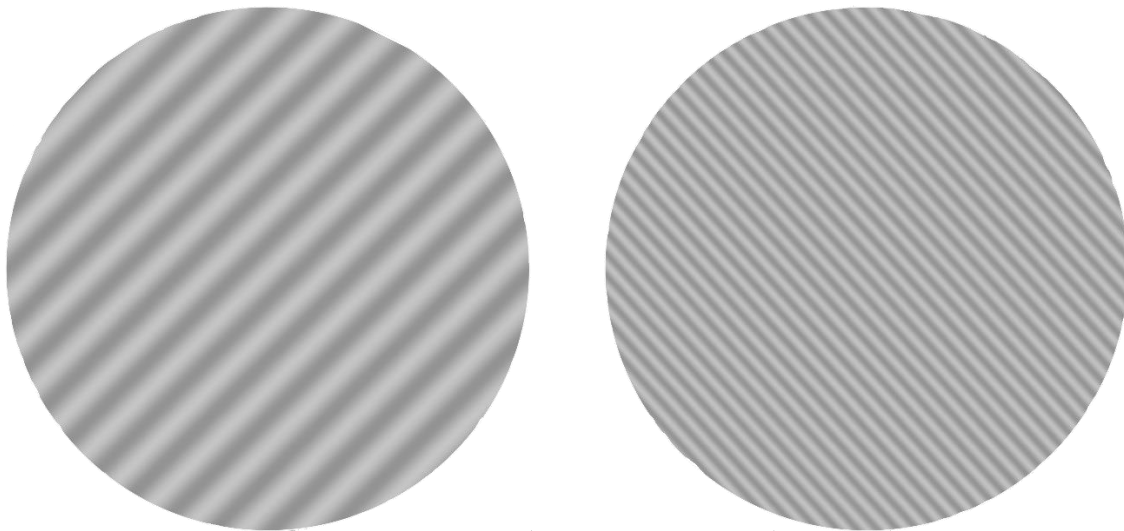


Abb. 93: Gittermuster aus dem FrACT, links mit niedrigerer und rechts mit höherer Ortsfrequenz.

Die Realisierung der Leuchtdichten erfolgte über feste Einstellungen der Raumlichtdimmung. Der Untersuchungsraum war dabei komplett abgedunkelt, sodass kein natürliches Licht vorhanden war. Zudem wurde das Sehzeichen-Display mit einem Neutraldichtefilter (LEE Filters Nr. 211, 0.9 Neutral Density) abgedunkelt. Die Leuchtdichtereduktion erfolgte dabei so, dass die entsprechenden Prüfleuchtdichten realisiert werden konnten. Nach der Abdunklung mittels Filter wurde der Kontrast der Sehzeichen durch Vermessungen mit der Leuchtdichtemesskamera LMK 5 (Technoteam Bildverarbeitung GmbH) kontrolliert.

7.2.3 Untersuchungsablauf

Vor Beginn der Untersuchungen erfolgt zunächst der Informed Consent, also die Probandenaufklärung und -einwilligung (Anlage I). Im Anschluss wurden die Ein- und Ausschlusskriterien geprüft. War der Proband zur Studienteilnahme geeignet, wurde zunächst eine aberrometrische Messung mit dem i.Profiler Plus durchgeführt. Die objektiven Werte des i.Profilers bildeten die Grundlage für die subjektive Refraktionsbestimmung und die Visusprüfung am Polatest E in photopischen Lichtverhältnissen. Danach erfolgte eine vollständige Abdunklung des Prüfraums und der Dark Focus of Accommodation wurde mit dem WAM 5500 ermittelt. Dies kann nach den Ergebnissen von Studie I unmittelbar nach der Abdunklung erfolgen und benötigt keine Adaptationszeit. Anschließend wurden die Defokuskurven für Visus und Kontrastschwelle mit eben geschilderter Vorgehensweise aufgenommen.



Abb. 94: Untersuchungsablauf Studie IV.

7.3 Messdaten und Ergebnisse

Bei der statistischen Auswertung erfolgt die Berufung auf den zentralen Grenzwertsatz der Statistik. Aufgrund des Stichprobenumfangs von $n = 31$ kann von Normalverteilung ausgegangen werden. Zudem wäre aufgrund der Vielzahl an Variablen der Wechsel zwischen verschiedenen Teststrategien unübersichtlich und nicht zielführend.

7.3.1 Untersuchung des Visus

In diesem Abschnitt sollen die Ergebnisse der Defokuskurven für den Visus in Abhängigkeit von der Leuchtdichte dargestellt werden. Dabei erfolgt die Beantwortung der Hypothesen H7 und H8.

H7: Der Refraktionsstatus ändert sich bei abnehmender Leuchtdichte in Richtung Myopie.

H8: Die Verordnung einer Korrektur für mesopische Lichtverhältnisse führt zu einer Erhöhung des Visus in mesopischen Lichtverhältnissen.

Dazu sollen zunächst die deskriptiven Werte dargestellt werden. Jede der folgenden Tabellen enthält die deskriptiven Ergebnisse für eine Leuchtdichte.

Tab. 34: Deskriptive Ergebnisse für die Erstellung der Visusdefokuskurve bei einer Leuchtdichte von $L = 100 \text{ cd/m}^2$.

L = 100 cd/m²	Visus in logMAR				
	Mittelwert	Standard- abweichung	Median	Minimum	Maximum
-1,00 dpt	--	--	--	--	--
-0,75 dpt	--	--	--	--	--
-0,50 dpt	-0,07	0,14	-0,08	-0,26	0,28
-0,25 dpt	-0,10	0,11	-0,09	-0,33	0,20
plan	-0,11	0,11	-0,11	-0,30	0,08
+0,25 dpt	-0,05	0,10	-0,06	-0,20	0,15
+0,50 dpt	0,06	0,15	0,05	-0,21	0,38

Tab. 35: Deskriptive Ergebnisse für die Erstellung der Visusdefokuskurve bei einer Leuchtdichte von $L = 10 \text{ cd/m}^2$.

L = 10 cd/m²	Visus in logMAR				
	Mittelwert	Standard- abweichung	Median	Minimum	Maximum
-1,00 dpt	0,11	0,14	0,09	-0,09	0,59
-0,75 dpt	0,09	0,16	0,04	-0,11	0,59
-0,50 dpt	0,07	0,16	0,04	-0,11	0,68
-0,25 dpt	0,09	0,13	0,07	-0,10	0,44
plan	0,09	0,13	0,05	-0,07	0,54
+0,25 dpt	0,17	0,19	0,12	-0,13	0,74
+0,50 dpt	0,23	0,15	0,21	-0,06	0,72

Tab. 36: Deskriptive Ergebnisse für die Erstellung der Visusdefokuskurve bei einer Leuchtdichte von $L = 1,0 \text{ cd/m}^2$.

L = 1,0 cd/m²	Visus in logMAR				
	Mittelwert	Standard- abweichung	Median	Minimum	Maximum
-1,00 dpt	0,25	0,10	0,24	0,04	0,49
-0,75 dpt	0,26	0,13	0,26	0,07	0,60
-0,50 dpt	0,23	0,12	0,22	0,00	0,59
-0,25 dpt	0,25	0,15	0,22	-0,03	0,77
plan	0,23	0,09	0,25	0,08	0,39
+0,25 dpt	0,34	0,14	0,33	0,06	0,60
+0,50 dpt	0,42	0,16	0,40	0,11	0,82

Tab. 37: Deskriptive Ergebnisse für die Erstellung der Visusdefokuskurve bei einer Leuchtdichte von $L = 0,1 \text{ cd/m}^2$.

L = 0,1 cd/m²	Visus in logMAR				
	Mittelwert	Standard- abweichung	Median	Minimum	Maximum
-1,00 dpt	0,45	0,13	0,44	0,22	0,74
-0,75 dpt	0,45	0,21	0,40	0,20	1,33
-0,50 dpt	0,43	0,17	0,40	0,22	1,22
-0,25 dpt	0,41	0,14	0,40	0,15	0,96
plan	0,44	0,09	0,42	0,26	0,62
+0,25 dpt	0,53	0,14	0,51	0,31	1,03
+0,50 dpt	0,61	0,14	0,60	0,30	0,96

Tab. 38: Deskriptive Ergebnisse für die Erstellung der Visusdefokuskurve bei einer Leuchtdichte von $L = 0,05 \text{ cd/m}^2$.

L = 0,05 cd/m²	Visus in logMAR				
	Mittelwert	Standard- abweichung	Median	Minimum	Maximum
-1,00 dpt	0,66	0,10	0,68	0,42	0,89
-0,75 dpt	0,65	0,12	0,64	0,43	0,96
-0,50 dpt	0,65	0,09	0,64	0,48	0,82
-0,25 dpt	0,65	0,10	0,64	0,40	0,85
plan	0,69	0,15	0,68	0,46	1,12
+0,25 dpt	0,75	0,13	0,70	0,57	1,13
+0,50 dpt	0,86	0,17	0,82	0,55	1,30

Diese Werte werden anschaulich in Abb. 95 in Form von Defokuskurven dargestellt.

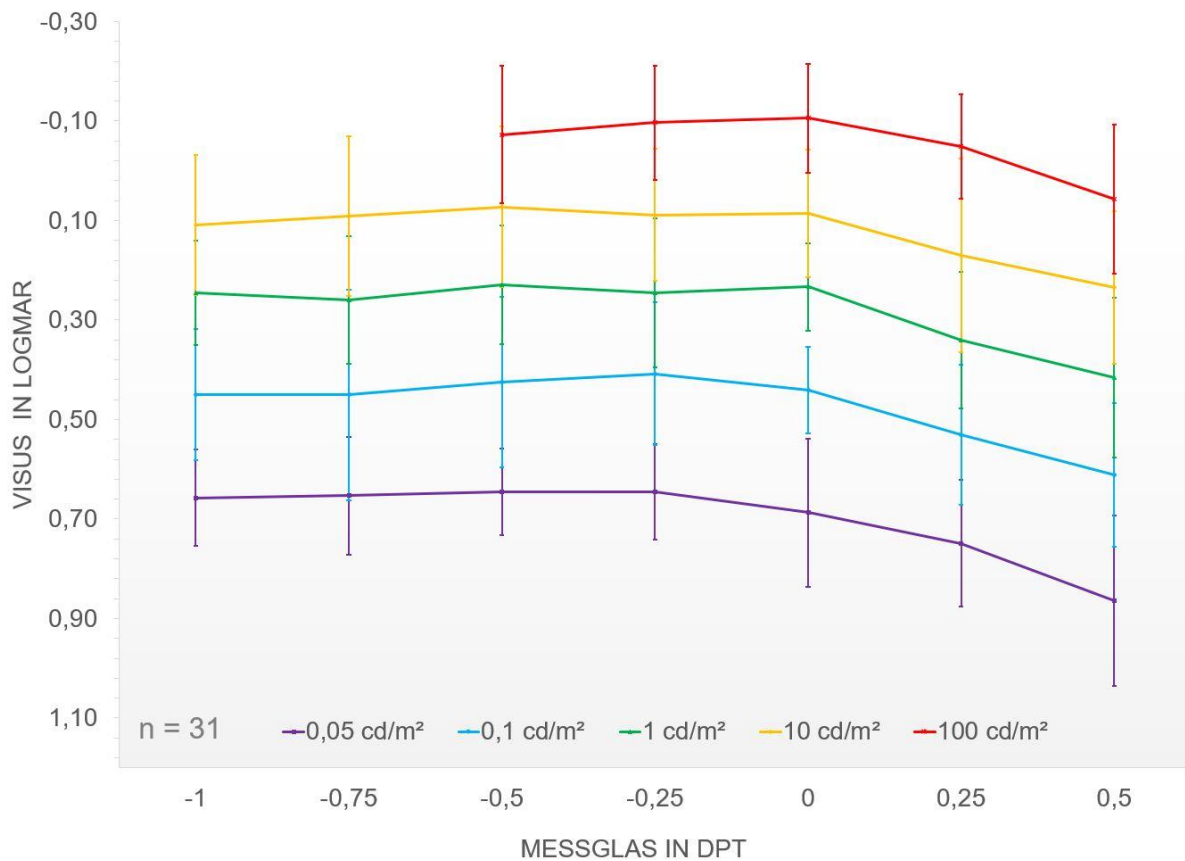


Abb. 95: Mittelwerte des Visus unter Verwendung unterschiedlicher Messgläser (Defokuskurven).

Zunächst fällt in dieser Abbildung auf, dass der Visus mit abnehmender Leuchtdichte sinkt. Aus der folgenden Tab. 39 ist zu entnehmen, dass die Reduktion des Visus pro Zehnerpotenz der Leuchtdichte etwa 2 Visusstufen (0,2 logMAR) beträgt. Dabei wird die Differenz des Visus für die entsprechende Leuchtdichte und dem Visus bei photopischer Leuchtdichte berechnet. Verwendet wurden jeweils die Visuswerte in logMAR mit dem Planglas. Auffällig sind zudem die großen Streuungen, welche sich in den Werten für Minima und Maxima zeigen.

Tab. 39: Reduktion des Visus bei der jeweiligen Leuchtdichte im Vergleich zu photopischen Bedingungen (Differenzbildung) in Abhängigkeit von der Leuchtdichte unter Vorschalten des Planglases (* statistisch signifikanter Unterschied).

Visusreduktion in logMAR im Vergleich zu einer Leuchtdichte von 100 cd/m ²					
Leuchtdichte in cd/m ²	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	Maximum	Minimum
10 cd/m ²	0,19*	0,17	0,18	0,63	0,00
1 cd/m ²	0,34*	0,12	0,31	0,57	0,17
0,1 cd/m ²	0,55*	0,14	0,57	0,71	0,28
0,05 cd/m ²	0,80*	0,19	0,82	1,21	0,49

Beim Betrachten der Linienverläufe der einzelnen Leuchtdichten in Abb. 95 ist zunächst zu beobachten, dass der Visus beim Vorschalten von Plusgläsern abnimmt, während er in Richtung Minus auf einem relativ konstanten Level bleibt. Unter Berücksichtigung der erneut recht hohen Streuung ist festzustellen, dass eine Veränderung des Korrektionsstatus bei keiner der geprüften Leuchtdichten zu einer klinisch relevanten Verbesserung des Visus führt.

In folgender Tab. 40 sind die Visusdifferenzen dargestellt. Dabei wird das entsprechende Messglas mit dem Planglas bzgl. des Visus verglichen. Die Visusdifferenzen werden in Abhängigkeit von der Leuchtdichte dargestellt. Negative Werte zeigen dabei eine Verbesserung des Visus an, positive Werte eine Verschlechterung.

Tab. 40: Differenzen des Visus in logMAR beim Vorschalten eines Messglases, verglichen mit dem Visus mit Planglas (* zeigt einen statistisch signifikanten Unterschied, T-Test für verbundene Stichproben).

Visus in logMAR	-1,00 dpt	-0,75 dpt	-0,50 dpt	-0,25 dpt	+0,25 dpt	+0,50 dpt
L = 100 cd/m²	--	--	0,03 ± 0,10*	0,01 ± 0,12	0,06 ± 0,09*	0,16 ± 0,14*
L = 10 cd/m²	0,02 ± 0,15	0,01 ± 0,14	-0,01 ± 0,12	±0,00 ± 0,09	0,09 ± 0,15*	0,15 ± 0,10*
L = 1 cd/m	0,01 ± 0,09	0,03 ± 0,11	±0,00 ± 0,11	0,01 ± 0,12	0,11 ± 0,13*	0,18 ± 0,13*
L = 0,1 cd/m²	0,01 ± 0,13	0,01 ± 0,20	-0,02 ± 0,14	-0,03 ± 0,12	0,09 ± 0,13*	0,17 ± 0,12*
L = 0,05 cd/m²	-0,03 ± 0,14	-0,03 ± 0,12	-0,04 ± 0,11*	-0,04 ± 0,11*	0,06 ± 0,10*	0,18 ± 0,16*

In Tab. 40 fällt auf, dass alle Werte in Richtung Plus eine statistisch signifikante Reduktion des Visus anzeigen. Beim Vorschalten von Minus ergeben sich lediglich bei $L = 0,05 \text{ cd/m}^2$ statistisch signifikante Verbesserungen des Visus. Hierbei kann jedoch nicht von klinischer Relevanz ausgegangen werden, da die Verbesserung im Mittel kleiner als eine halbe Visusstufe ist. Die Hypothesen H7 und H8 werden somit abgelehnt. Der Refraktionsstatus verändert sich unter Anwendung des Defokusverfahrens nicht in Richtung Minus. Somit führt eine Änderung der Korrektionswerte für mesopische Lichtverhältnisse auch nicht zu einer Steigerung des Visus.

7.3.2 Untersuchung der Kontrastempfindlichkeit

Nach der Betrachtung des Visus schließt sich die Analyse der Kontrastempfindlichkeit an. Dabei soll Hypothese H9 beantwortet werden: Die Verordnung einer Minuskorrektur führt zu einer Erhöhung der Kontrastempfindlichkeit in mesopischen Lichtverhältnissen.

Zunächst werden die deskriptiven Ergebnisse dargestellt. Dabei ist zu beachten, dass es sich bei allen Werten, welche in den Tabellen dargestellt werden, um logCS Werte handelt. Die Errechnung erfolgt aus der Kontrastempfindlichkeit, also dem reziproken Wert der Kontrastschwelle nach Michelson, welche durch den FrACT bestimmt wurde. Der logarithmierte Wert der Kontrastempfindlichkeit wird als logCS (log Contrast Sensitivity) bezeichnet. Im Anschluss an die jeweilige Tabelle erfolgt die Abbildung der Kontrastempfindlichkeits-Defokuskurven für die jeweilige Leuchtdichte. Zunächst erfolgt in Tab. 41, Abb. 96 und Tab. 42 die Auswertung der Ergebnisse für die Leuchtdichte $0,05 \text{ cd/m}^2$.

Tab. 41: Deskriptive logCS Ergebnisse pro Ortsfrequenz in Abhängigkeit des Defokus bei einer Leuchtdichte von $L = 0,05 \text{ cd/m}^2$.

L = 0,05 cd/m²	logCS MICHELSON				
	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	Minimum	Maximum
3 cpd					
-1,00 dpt	1,04	0,23	1,03	0,37	1,60
-0,75 dpt	1,09	0,17	1,08	0,67	1,53
-0,50 dpt	1,13	0,22	1,08	0,86	1,71
-0,25 dpt	1,06	0,19	1,09	0,57	1,44
plan	0,99	0,21	0,99	0,53	1,49
+0,25 dpt	0,99	0,29	1,03	0,28	1,63
+0,50 dpt	0,77	0,22	0,82	0,26	1,15
6 cpd					
-1,00 dpt	0,62	0,23	0,62	0,04	0,95
-0,75 dpt	0,69	0,21	0,68	0,06	1,14
-0,50 dpt	0,72	0,20	0,70	0,11	1,17
-0,25 dpt	0,71	0,20	0,74	0,00	0,96
plan	0,61	0,20	0,66	0,00	0,96
+0,25 dpt	0,51	0,20	0,51	0,00	0,93
+0,50 dpt	0,33	0,18	0,32	0,00	0,67
12 cpd					
-1,00 dpt	0,05	0,09	0,00	0,00	0,27
-0,75 dpt	0,09	0,17	0,00	0,00	0,42
-0,50 dpt	0,10	0,17	0,00	0,00	0,71
-0,25 dpt	0,09	0,15	0,03	0,00	0,52
plan	0,05	0,10	0,00	0,00	0,37
+0,25 dpt	0,04	0,09	0,00	0,00	0,39
+0,50 dpt	0,02	0,04	0,00	0,00	0,18

Erwartungsgemäß nimmt die Kontrastempfindlichkeit mit steigender Ortsfrequenz ab. Ebenso ergibt sich beim Vorschalten von Plusgläsern eine Reduktion der Kontrastempfindlichkeit. Beim Vorschalten von Minusgläsern steigt die Kontrastempfindlichkeit leicht, wobei der höchste Mittelwert bei -0,50 dpt zu finden ist. Auffällig ist zudem die große Streuung, welche sich sowohl in den Standardabweichungen als auch bei den Werten der Minima und Maxima zeigt. Bei einer Ortsfrequenz von 12 cpd ist das Kontrastsehen mit einer Kontrastschwelle um 90 % bereits sehr stark reduziert. In folgender Abbildung ist die Kontrastempfindlichkeitskurve für die Leuchtdichte $0,05 \text{ cd/m}^2$ dargestellt.

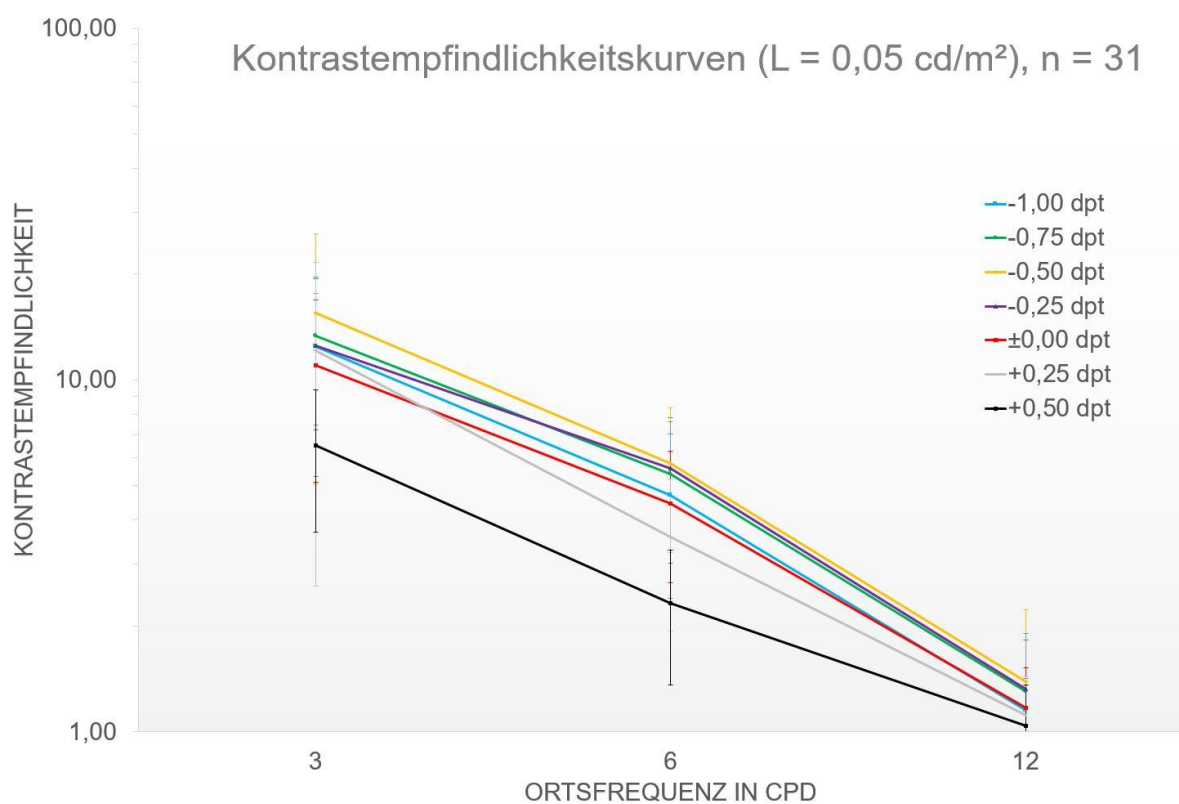


Abb. 96: Kontrastempfindlichkeitskurven in Abhängigkeit des vorgeschalteten Messglases bei einer Leuchtdichte von $L = 0,05 \text{ cd/m}^2$.

In den Kontrastempfindlichkeitskurven ist, ähnlich wie auch in Tab. 41, erkennbar, dass die Kontrastempfindlichkeit für Plusgläser reduziert ist. Beim Vorschalten von Minusgläsern zwischen -0,25 und -0,75 dpt kann die Kontrastempfindlichkeitsfunktion über alle Ortsfrequenzen hinweg leicht angehoben werden, wobei die größte Verbesserung im Bereich mittlerer Ortsfrequenzen zu liegen scheint. Die folgende Tab. 42 zeigt die Differenzen der logCS Werte je nach Defokus im Vergleich mit den logCS Werten beim Vorschalten des Planglases (kein Defokus). Negative Werte zeigen dabei eine Verringerung der Kontrastempfindlichkeit und somit eine Verschlechterung des Kontrastsehens an. Auch in dieser Tabelle ist die erste Auffälligkeit die hohe Standardabweichung. Auch wenn durch das Vorschalten von Minusgläsern einige Differenzen statistisch signifikant sind, so kann für die Gesamtheit nicht von einer klinischen Relevanz ausgegangen werden. Jedoch betonen sowohl die hohe Streuung als auch die gefundenen Signifikanzen die Bedeutung einer individuellen Einzelfallanalyse. Innerhalb dieser Stichprobe müssen bei einigen Probanden klinisch relevante Verbesserungen des Kontrastsehens gefunden worden sein.

Tab. 42: Differenzen der logCS Werte beim Vorschalten eines Messglases, verglichen mit dem Visus mit Planglas (* zeigt einen statistisch signifikanten Unterschied, T-Test für verbundene Stichproben) bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m².

0,05 cd/m ²	Differenz der logCS Werte (Vergleich mit Planglas)					
	-1,00 dpt	-0,75 dpt	-0,50 dpt	-0,25 dpt	+0,25 dpt	+0,50 dpt
3 cpd	0,05 ±	0,10 ±	0,12 ±	0,07 ±	-0,01 ±	-0,22 ±
	0,24	0,19*	0,20*	0,17*	0,27	0,21*
6 cpd	0,01 ±	0,08 ±	0,11 ±	0,10 ±	-0,10 ±	-0,28 ±
	0,28	0,17*	0,21*	0,14*	0,16*	0,17*
12 cpd	-0,01 ±	0,03 ±	0,05 ±	0,04 ±	-0,02 ±	-0,04 ±
	0,11	0,16	0,17	0,18	0,11	0,11

Nach der Analyse der Ergebnisse für die Leuchtdichte 0,05 cd/m², folgt die Betrachtung der Resultate für die Leuchtdichte 0,1 cd/m². Die Ergebnisse der logCS Werte in Abhängigkeit von Ortsfrequenz und Defokus werden deskriptiv in folgender Tab. 43 dargestellt.

Tab. 43: Deskriptive logCS Ergebnisse pro Ortsfrequenz in Abhängigkeit des Defokus bei einer Leuchtdichte von $L = 0,1 \text{ cd/m}^2$.

L = 0,1 cd/m ²	logCS nach MICHELSON				
	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	Minimum	Maximum
3 cpd					
-1,00 dpt	1,39	0,17	1,37	1,09	1,78
-0,75 dpt	1,44	0,14	1,45	1,09	1,77
-0,50 dpt	1,48	0,21	1,46	1,09	1,95
-0,25 dpt	1,40	0,14	1,38	1,17	1,73
plan	1,40	0,24	1,41	0,89	1,97
+0,25 dpt	1,24	0,20	1,25	0,90	1,63
+0,50 dpt	1,09	0,19	1,11	0,68	1,43
6 cpd					
-1,00 dpt	0,96	0,21	1,00	0,37	1,38
-0,75 dpt	1,04	0,24	1,06	0,47	1,60
-0,50 dpt	1,07	0,19	1,08	0,36	1,59
-0,25 dpt	1,02	0,17	1,04	0,42	1,26
plan	0,96	0,16	0,98	0,67	1,25
+0,25 dpt	0,80	0,17	0,80	0,49	1,19
+0,50 dpt	0,63	0,20	0,69	0,20	0,92
12 cpd					
-1,00 dpt	0,24	0,21	0,19	0,00	0,71
-0,75 dpt	0,32	0,21	0,32	0,00	0,82
-0,50 dpt	0,37	0,22	0,36	0,00	1,00
-0,25 dpt	0,37	0,23	0,35	0,00	0,87
plan	0,29	0,19	0,29	0,00	0,78
+0,25 dpt	0,17	0,15	0,17	0,00	0,51
+0,50 dpt	0,10	0,14	0,02	0,00	0,50

18 cpd					
-1,00 dpt	0,03	0,05	0,00	0,00	0,18
-0,75 dpt	0,06	0,14	0,00	0,00	0,58
-0,50 dpt	0,04	0,10	0,00	0,00	0,43
-0,25 dpt	0,08	0,12	0,00	0,00	0,35
plan	0,03	0,08	0,00	0,00	0,29
+0,25 dpt	0,01	0,03	0,00	0,00	0,14
+0,50 dpt	0,01	0,04	0,00	0,00	0,18

Wie bereits bei der dunkleren Leuchtdichte nimmt auch hier die Kontrastempfindlichkeit mit steigender Ortsfrequenz erwartungsgemäß ab. Ab einer Leuchtdichte von $0,1 \text{ cd/m}^2$ wurde auch die 18 cpd Ortsfrequenz untersucht. Es ist ersichtlich, dass die Ergebnisse für die Kontrastschwelle mit über 90 % relativ schlecht sind. Folgende Abb. 97 stellt die Kontrastempfindlichkeitskurve dar. Diese sieht ähnlich aus, wie bei der Leuchtdichte $0,05 \text{ cd/m}^2$. Auch hier ist die Kontrastempfindlichkeit beim Vorschalten geringer Minusgläser etwas gegenüber Plus- und Plangläsern angehoben.

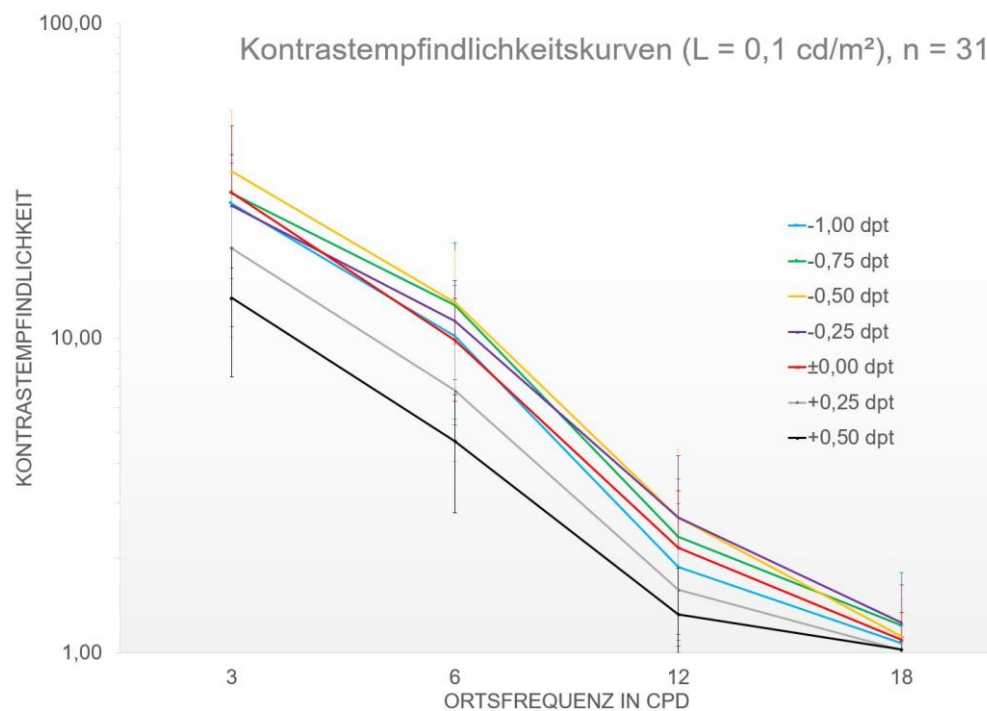


Abb. 97: Kontrastempfindlichkeitskurven in Abhängigkeit des vorgeschalteten Messglases bei einer Leuchtdichte von $L = 0,1 \text{ cd/m}^2$.

Jedoch zeigt sich auch bei 0,1 cd/m² trotz einiger statistisch signifikanter Unterschiede der Kontrastschwellen zwischen einzelnen Defokusgläsern keine klinische Relevanz der Verbesserung des Kontrastsehens durch Minusgläser über die gesamte Stichprobe. Dies liegt auch hier an den hohen Streuparametern.

Tab. 44: Differenzen der logCS Werte beim Vorschalten eines Messglases, verglichen mit dem Visus mit Planglas (* zeigt einen statistisch signifikanten Unterschied, T-Test für verbundene Stichproben) bei einer Leuchtdichte von 0,1 cd/m².

0,1 cd/m ²	Differenz der logCS Werte (Vergleich mit Planglas)					
	-1,00 dpt	-0,75 dpt	-0,50 dpt	-0,25 dpt	+0,25 dpt	+0,50 dpt
3 cpd	0,03 ±	0,04 ±	0,08 ±	0,00 ±	-0,14 ±	-0,31 ±
	0,20	0,22	0,26	0,25	0,23*	0,24*
6 cpd	-0,01 ±	0,08 ±	0,13 ±	0,08 ±	-0,17 ±	-0,32 ±
	0,25	0,23	0,18*	0,13*	0,16*	0,19*
12 cpd	-0,06 ±	0,03 ±	0,08 ±	0,08 ±	-0,12 ±	-0,19 ±
	0,26	0,23	0,25	0,20*	0,18*	0,15*
18 cpd	-0,01 ±	0,03 ±	0,01 ±	0,05 ±	-0,03 ±	-0,02 ±
	0,06	0,12	0,06	0,11*	0,07*	0,06*

Die gleichen Aussagen gelten auch für die weiteren untersuchten Leuchtdichten 1 cd/m² und 10 cd/m². Darum sollen hier lediglich die Tabellen und Kontrastempfindlichkeitskurven analog zu den bereits vorgestellten Leuchtdichten abgebildet werden. Die folgenden Tab. 45, Abb. 98 und Tab. 46 zeigen die Ergebnisse für die Leuchtdichte 1 cd/m² auf.

Tab. 45: Deskriptive logCS Ergebnisse pro Ortsfrequenz in Abhängigkeit des Defokus bei einer Leuchtdichte von $L = 1 \text{ cd/m}^2$.

L = 1 cd/m²	logCS nach MICHELSON				
	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	Minimum	Maximum
3 cpd					
-1,00 dpt	1,83	0,22	1,82	1,22	2,21
-0,75 dpt	1,79	0,22	1,77	1,29	2,21
-0,50 dpt	1,80	0,24	1,77	1,33	2,21
-0,25 dpt	1,80	0,25	1,82	1,15	2,21
plan	1,72	0,17	1,75	1,23	2,11
+0,25 dpt	1,64	0,25	1,71	1,01	2,03
+0,50 dpt	1,53	0,33	1,53	0,67	2,18
6 cpd					
-1,00 dpt	1,50	0,25	1,56	0,73	1,90
-0,75 dpt	1,49	0,25	1,47	0,83	2,13
-0,50 dpt	1,44	0,23	1,49	0,79	1,90
-0,25 dpt	1,51	0,28	1,49	0,83	2,12
plan	1,46	0,26	1,46	0,89	2,05
+0,25 dpt	1,29	0,23	1,33	0,59	1,77
+0,50 dpt	1,11	0,23	1,15	0,52	1,47
12 cpd					
-1,00 dpt	0,73	0,24	0,72	0,10	1,10
-0,75 dpt	0,78	0,27	0,84	0,09	1,36
-0,50 dpt	0,77	0,23	0,73	0,25	1,28
-0,25 dpt	0,80	0,23	0,81	0,24	1,23
plan	0,74	0,25	0,74	0,20	1,35
+0,25 dpt	0,59	0,25	0,65	0,03	1,13
+0,50 dpt	0,48	0,22	0,51	0,00	0,86

18 cpd					
-1,00 dpt	0,26	0,19	0,23	0,00	0,85
-0,75 dpt	0,27	0,22	0,24	0,00	0,80
-0,50 dpt	0,30	0,20	0,29	0,00	0,64
-0,25 dpt	0,32	0,21	0,31	0,00	0,82
plan	0,32	0,24	0,29	0,00	1,26
+0,25 dpt	0,22	0,18	0,22	0,00	0,61
+0,50 dpt	0,15	0,17	0,08	0,00	0,64

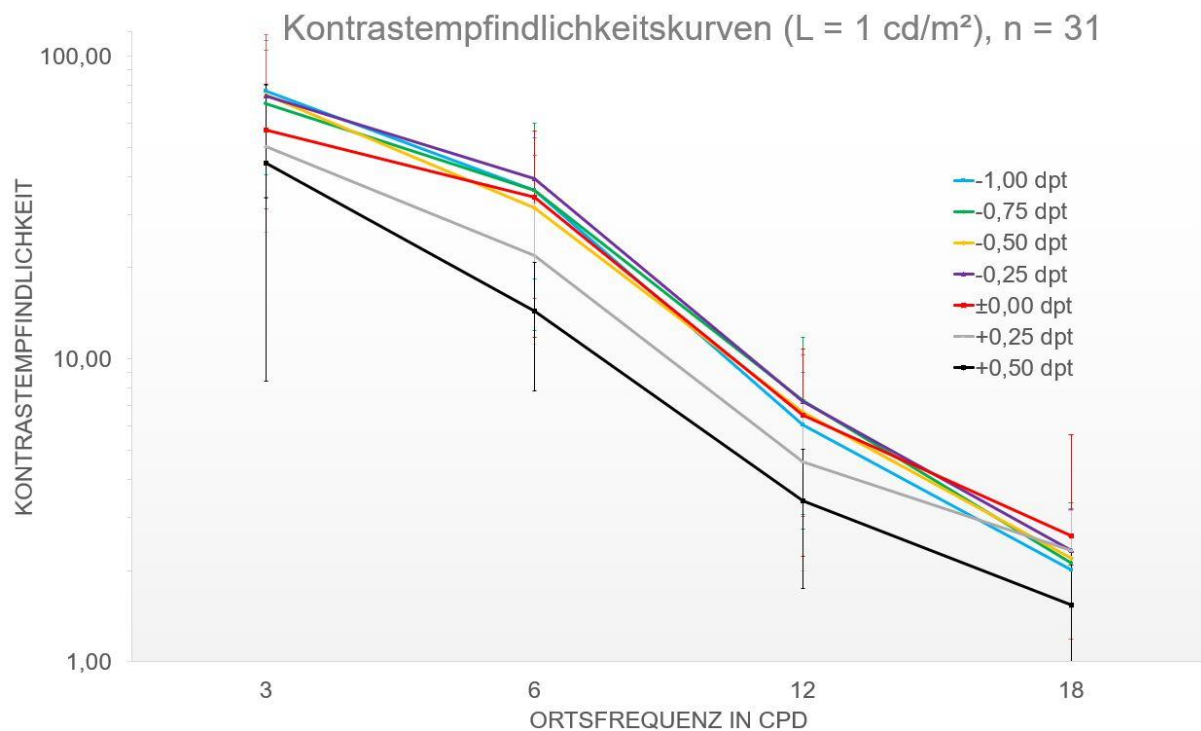


Abb. 98: Kontrastempfindlichkeitskurven in Abhängigkeit des vorgeschalteten Messglases bei einer Leuchtdichte von $L = 1 \text{ cd/m}^2$.

Tab. 46: Differenzen der logCS Werte beim Vorschalten eines Messglases, verglichen mit dem Visus mit Planglas (* zeigt einen statistisch signifikanten Unterschied, T-Test für verbundene Stichproben) bei einer Leuchtdichte von 1 cd/m^2 .

1 cd/m^2	Differenz der logCS Werte (Vergleich mit Planglas)					
	-1,00 dpt	-0,75 dpt	-0,50 dpt	-0,25 dpt	+0,25 dpt	+0,50 dpt
3 cpd	0,11 \pm 0,21*	0,06 \pm 0,19	0,08 \pm 0,20*	0,08 \pm 0,20	-0,08 \pm 0,21*	-0,19 \pm 0,33*
6 cpd	0,04 \pm 0,29	0,03 \pm 0,18	-0,02 \pm 0,20	0,04 \pm 0,20	-0,17 \pm 0,19*	-0,35 \pm 0,17*
12 cpd	-0,02 \pm 0,22	0,03 \pm 0,22	0,02 \pm 0,19	0,06 \pm 0,24	-0,15 \pm 0,18*	-0,24 \pm 0,19*
18 cpd	-0,04 \pm 0,17	-0,04 \pm 0,23	0,00 \pm 0,20	0,01 \pm 0,13	-0,08 \pm 0,16*	-0,15 \pm 0,20*

Auch hier sind teilweise hohe Streuungen ersichtlich, die dafür sorgen, dass die Ergebnisse in der Gesamtheit nicht als klinisch relevant einzustufen sind. Es lassen sich teilweise durch Minusgläser leichte Verbesserungen nachweisen. Diese sind jedoch zum Großteil nicht statistisch signifikant. Anschließend erfolgt die Darstellung der Ergebnisse für die Leuchtdichte 10 cd/m² ebenfalls analog zu den vorherigen Leuchtdichten. Tab. 47 stellt die deskriptiven Ergebnisse vor. Nachfolgend sind in Abb. 99 die Kontrastempfindlichkeitskurven abgebildet.

Tab. 47: Deskriptive logCS Ergebnisse pro Ortsfrequenz in Abhängigkeit des Defokus bei einer Leuchtdichte von L = 10 cd/m².

L= 10 cd/m ²	logCS nach MICHELSON				
	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	Minimum	Maximum
3 cpd					
-1,00 dpt	2,09	0,14	2,13	1,73	2,21
-0,75 dpt	2,08	0,15	2,14	1,69	2,21
-0,50 dpt	2,10	0,13	2,15	1,75	2,21
-0,25 dpt	2,07	0,14	2,10	1,60	2,21
plan	2,01	0,17	2,01	1,67	2,21
+0,25 dpt	1,95	0,14	1,98	1,60	2,21
+0,50 dpt	1,75	0,29	1,77	1,07	2,21
6 cpd					
-1,00 dpt	1,88	0,32	1,92	0,85	2,21
-0,75 dpt	1,86	0,28	1,90	1,06	2,21
-0,50 dpt	1,82	0,32	1,87	0,99	2,21
-0,25 dpt	1,81	0,33	1,84	0,81	2,21
plan	1,68	0,33	1,76	0,79	2,14
+0,25 dpt	1,64	0,33	1,64	0,84	2,21
+0,50 dpt	1,43	0,42	1,46	0,35	2,21
12 cpd					
-1,00 dpt	1,23	0,25	1,24	0,79	1,79
-0,75 dpt	1,31	0,27	1,27	0,77	2,03

-0,50 dpt	1,28	0,22	1,27	0,92	1,77
-0,25 dpt	1,28	0,26	1,25	0,63	1,86
plan	1,29	0,25	1,27	0,76	1,79
+0,25 dpt	1,13	0,27	1,18	0,42	1,48
+0,50 dpt	1,03	0,23	1,04	0,46	1,42
18 cpd					
-1,00 dpt	0,80	0,26	0,83	0,15	1,15
-0,75 dpt	0,81	0,30	0,80	0,21	1,33
-0,50 dpt	0,84	0,25	0,82	0,39	1,30
-0,25 dpt	0,75	0,23	0,74	0,24	1,18
plan	0,72	0,29	0,75	0,13	1,32
+0,25 dpt	0,62	0,28	0,64	0,00	1,20
+0,50 dpt	0,52	0,32	0,52	0,00	1,20

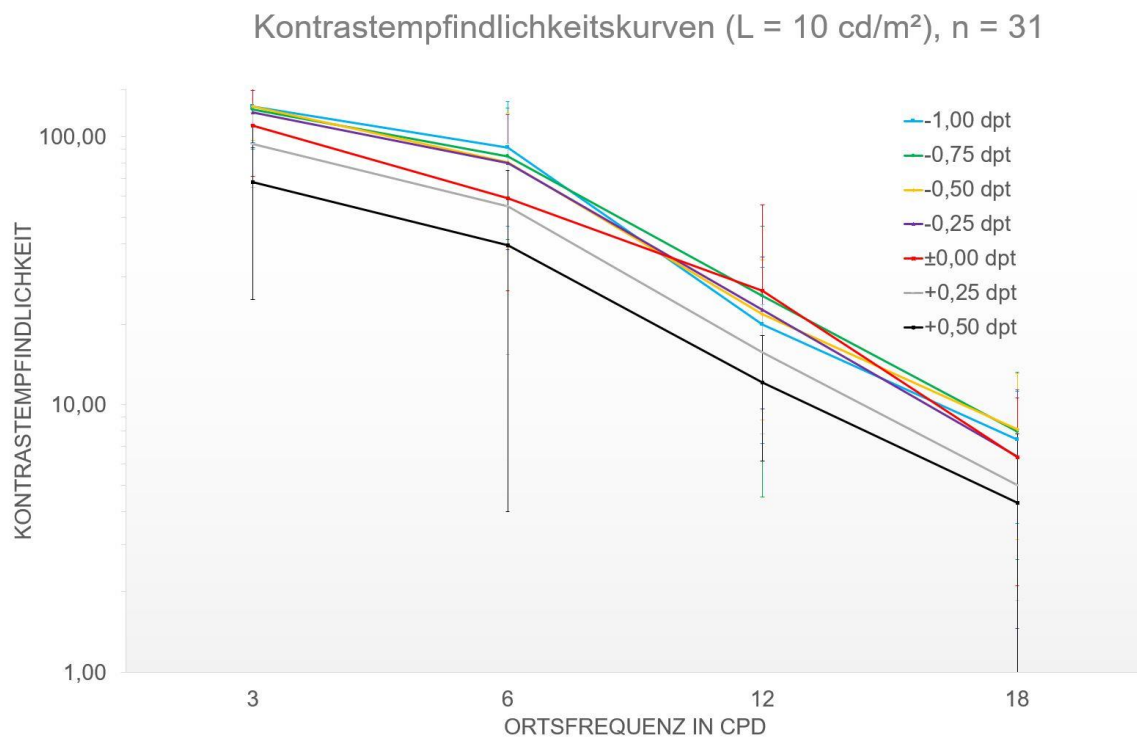


Abb. 99: Kontrastempfindlichkeitskurven in Abhängigkeit des vorgeschalteten Messglases bei einer Leuchtdichte von $L = 10 \text{ cd/m}^2$.

Auch hier führen leichte Minuskorrekturen zu einer Verbesserung des Kontrastsehens. Vereinzelt liegen statistisch signifikante Unterschiede vor (siehe Tab. 48). Aufgrund der hohen Streuung ist jedoch auch in dieser Leuchtdichtestufe in der Gesamtheit nicht von klinischer Relevanz auszugehen. Wegen der hohen Schwankungen ist Hypothese H9 abzulehnen. Daraus lässt sich ableiten, dass eine Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit durch eine Anpassung der Korrektur für mesopische Lichtverhältnisse nur in Einzelfällen möglich ist.

Tab. 48: Differenzen der logCS Werte beim Vorschalten eines Messglases, verglichen mit dem Visus mit Planglas (* zeigt einen statistisch signifikanten Unterschied, T-Test für verbundene Stichproben) bei einer Leuchtdichte von 10 cd/m².

10 cd/m ²	Differenz der logCS Werte (Vergleich mit Planglas)					
	-1,00 dpt	-0,75 dpt	-0,50 dpt	-0,25 dpt	+0,25 dpt	+0,50 dpt
3 cpd	0,08 ± 0,18*	0,07 ± 0,14*	0,08 ± 0,18*	0,06 ± 0,17	-0,06 ± 0,18	-0,27 ± 0,33*
6 cpd	0,20 ± 0,28*	0,18 ± 0,25*	0,14 ± 0,23*	0,13 ± 0,24*	-0,04 ± 0,21	-0,25 ± 0,31*
12 cpd	-0,04 ± 0,24	0,04 ± 0,30	0,01 ± 0,26	0,02 ± 0,23	-0,12 ± 0,23*	-0,22 ± 0,27*
18 cpd	0,08 ± 0,24	0,08 ± 0,27	0,10 ± 0,22*	0,03 ± 0,21	-0,09 ± 0,22*	-0,19 ± 0,28*

Abschließend soll in diesem Abschnitt noch ein Diagramm betrachtet werden. Abb. 100 stellt die Kontrastempfindlichkeitskurven in Abhängigkeit von der Leuchtdichte dar. Dabei wird jeweils nur die Funktion ohne Defokus (Planglas) abgebildet. Während bei photopischer Leuchtdichte (100 cd/m²) der Verlauf der Kurve dem der aus der Literatur bekannten Kontrastempfindlichkeitsfunktion entspricht, reduziert sich die Empfindlichkeit mit abnehmender Leuchtdichte über alle Ortsfrequenzen hinweg. Besonders stark scheint die Reduktion bei Ortsfrequenzen um 12 cpd zu sein. Dieser Effekt wird als physiologische Reduktion des Kontrastsehens bezeichnet.

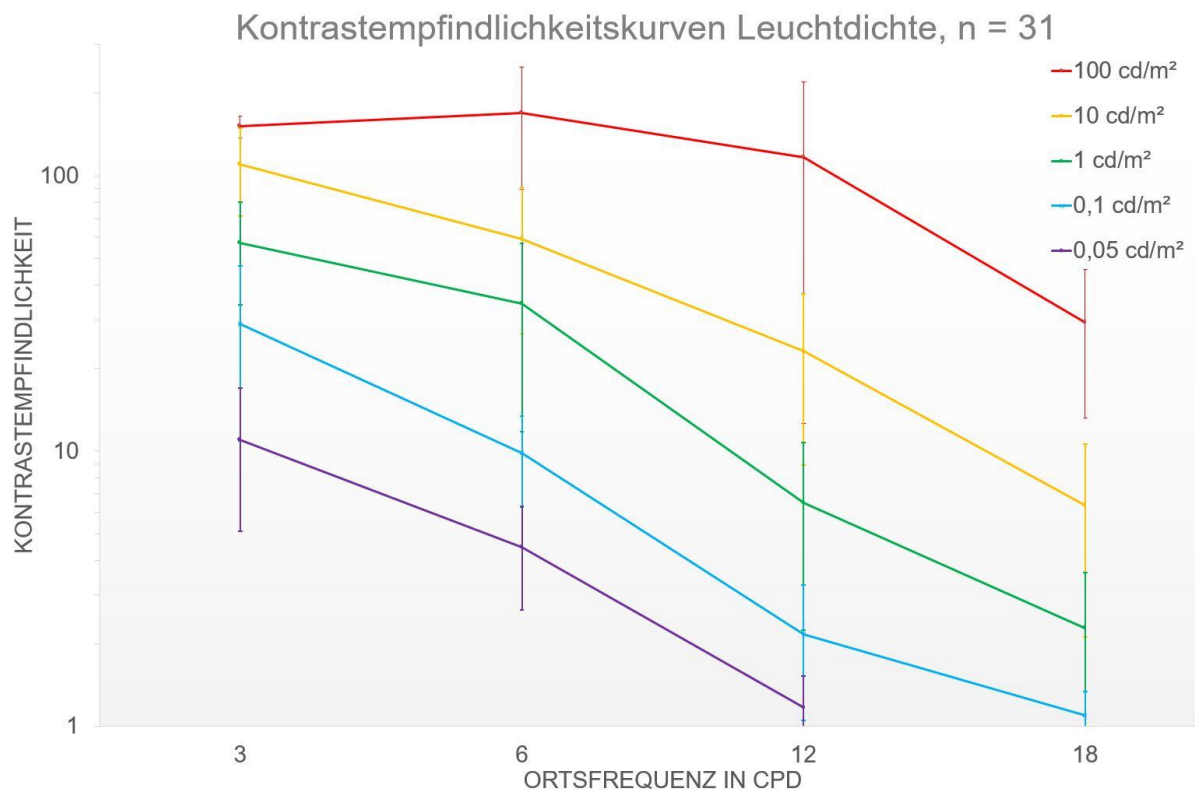


Abb. 100: Kontrastempfindlichkeitskurven in Abhängigkeit von der Leuchtdichte ohne Defokus (Planglas).

7.3.3 Varianzanalysen zur Abhängigkeit von Geschlecht und subjektiver Sehqualität

Den Probanden wurde zu Beginn der Untersuchung eine Entscheidungsfrage gestellt, um zu evaluieren, ob Sehprobleme in Dämmerung und Nacht vorliegen. Bei 19 Probanden liegen Sehprobleme in Dämmerung und Nacht vor, bei 12 Probanden nicht. Es soll zunächst überprüft werden, ob es dabei eine geschlechterspezifische Abhängigkeit gibt. Dies wird in folgender Kreuztabelle deutlich.

Tab. 49: Kreuztabelle zur Darstellung des Zusammenhangs zwischen Sehproblemen in Dämmerung und Nacht und dem Geschlecht.

		Geschlecht		
		Männlich	Weiblich	Gesamt
Sehprobleme in Dämmerung und Nacht	Nein	7	5	12
	Ja	4	15	19
	Gesamt	11	20	31

Demnach äußern Frauen mehr subjektive Sehprobleme als Männer. Dieser Zusammenhang ist statistisch signifikant (Chi-Quadrat: 4,465, $p = 0,035$). Das Ergebnis bestätigt sich auch bei Verwendung des validierten Fragebogens VNDQ. Das Fragebogenergebnis der Männer liegt bei $3,50 \pm 0,74$, während Frauen auf ein Ergebnis von $4,63 \pm 0,90$ kommen. Dieser höhere VNDQ Wert zeigt ebenfalls, dass Frauen im Vergleich zu Männern tendenziell mehr Sehprobleme in Dämmerung haben (Doppelter T-Test: $p < 0,001$).

In Form von Varianzanalysen (ANOVA und ANCOVA) wurde untersucht, ob das Geschlecht, das Vorliegen von Sehproblemen in Dämmerung und Nacht und der VNDQ-Score jeweils in Zusammenhang mit den Ergebnissen der Defokussmessungen und dem physiologischen Visus- und Kontrastverlust mit abnehmender Leuchtdichte stehen. Bei keiner der Kovariaten und Zwischensubjektfaktoren konnte eine statistische Signifikanz festgestellt werden. Visus- und Kontrast verändern sich bei Probanden mit und ohne Sehproblemen in Dämmerung und Nacht somit nicht unterschiedlich. Ebenso wenig verändert sich der Refraktionsstatus in Abhängigkeit von Geschlecht und dem Vorliegen von Sehproblemen in Dämmerung und Nacht. Frauen und Männer haben keinen unterschiedlichen Visus in Dämmerung und Nacht.

Durch eine Kovarianzanalyse zeigte sich, dass der Betrag des Dark Focus of Accommodation keinen Einfluss auf eine Verbesserung des Visus in Dämmerung und Nacht bei Vorschalten von Minusgläsern hat. Probanden mit höherem Dark Focus Wert profitieren demnach nicht mehr von einer Minuskorrektur als Probanden ohne Shift im Akkommodationsstatus. Der Betrag des Dark Focus ist in dieser Studie $-0,03 \pm 0,33$ dpt und geht demnach gegen Null.

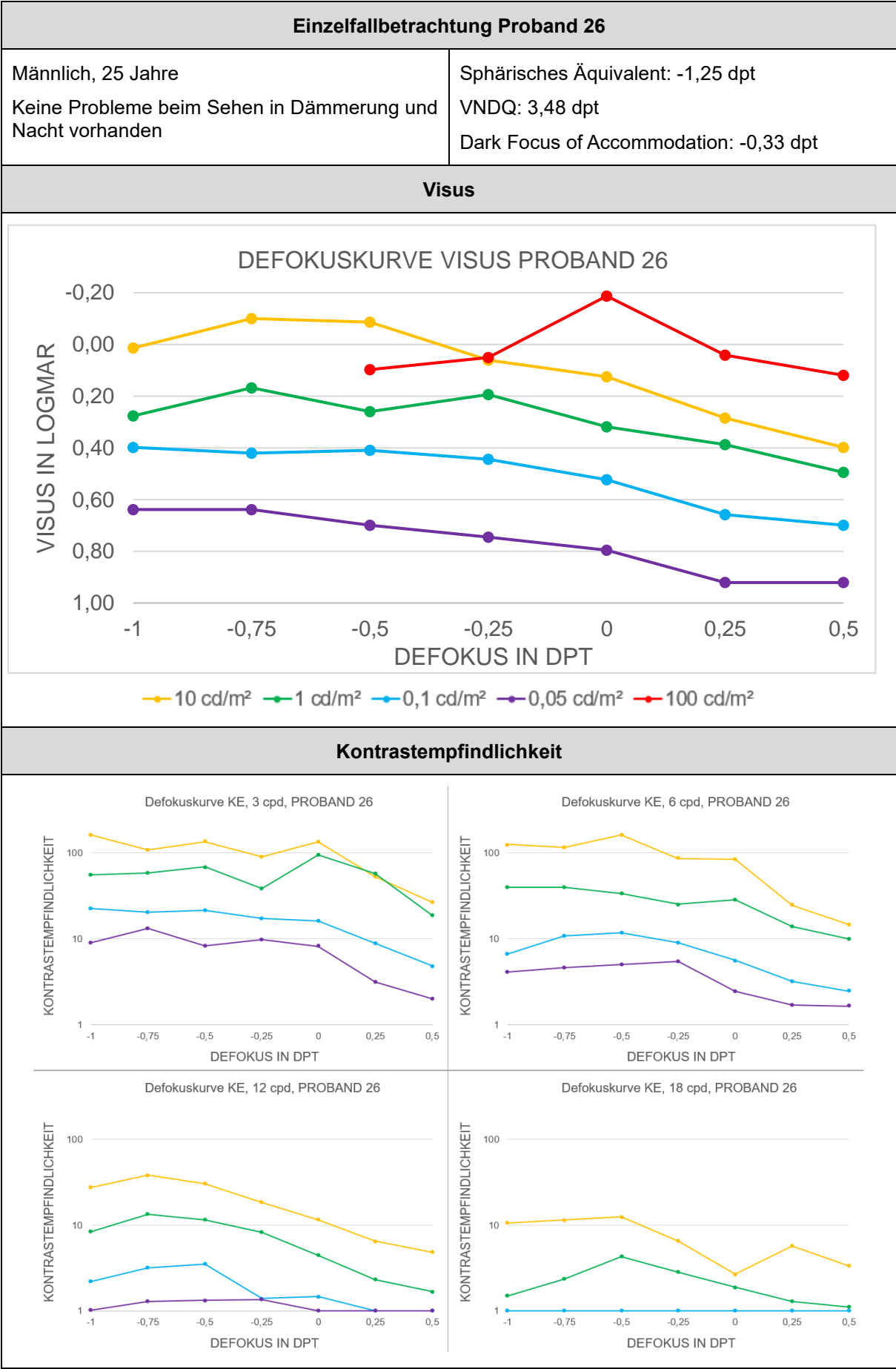
7.3.4 Einzelfallbetrachtung

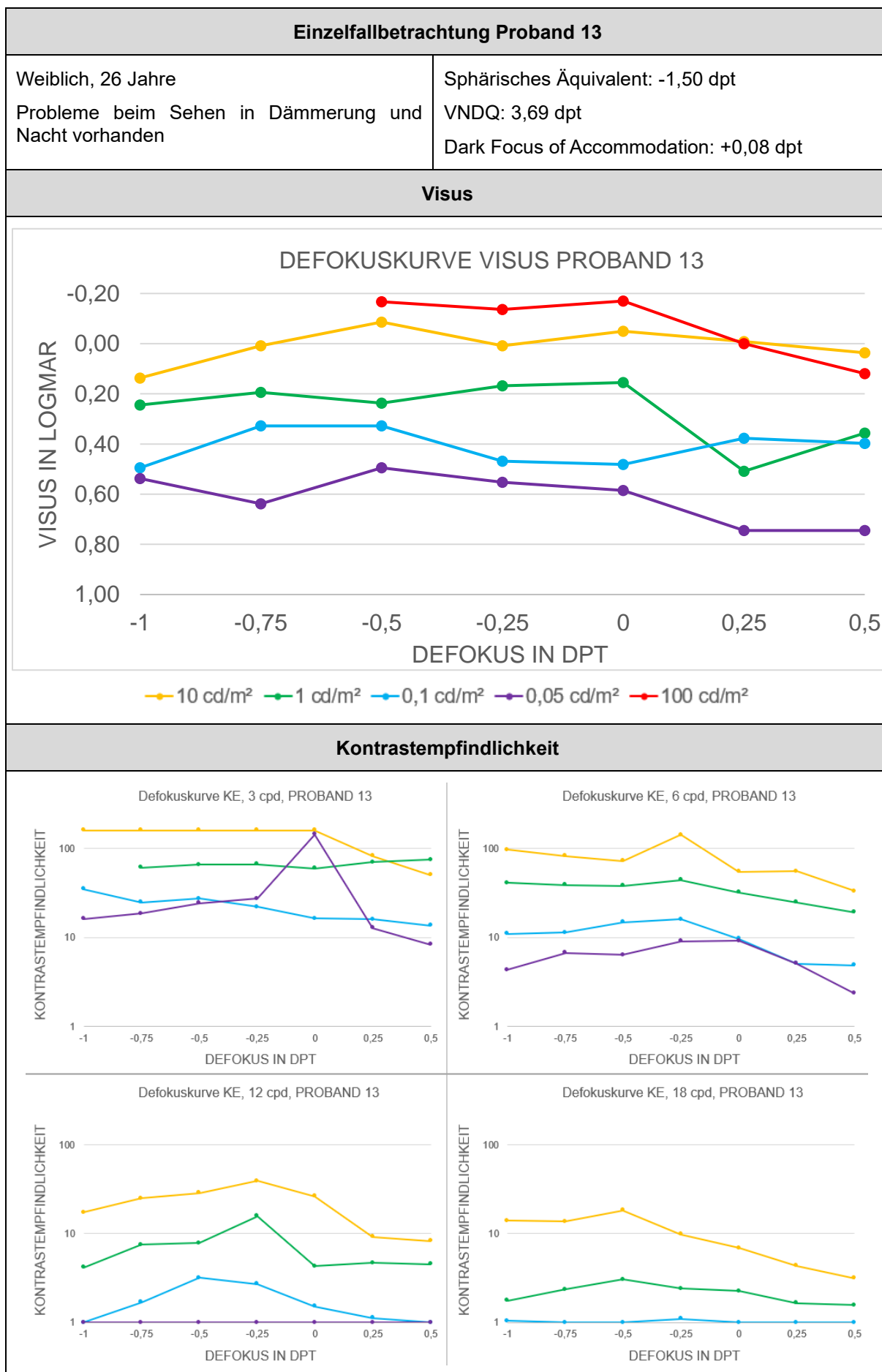
Aufgrund der hohen Streuungen und der teilweise vorhandenen Signifikanzen sollen in diesem Abschnitt zwei Einzelfälle vorgestellt werden, um die Bedeutung der individuellen Betrachtung des Themas zu untermauern.

Bei Proband 26 handelt es sich um einen männlichen Probanden. Dieser hat keine Sehprobleme in Dämmerung und Nacht, obwohl Refraktionsänderungen messbar waren. So konnte der Visus in mesopischen Lichtverhältnissen durch die Verordnung von Werten von -0,50 bzw. -0,75 dpt teilweise um bis zu 2 Visusstufen (0,2 logMAR) gesteigert werden. Die Defokuskurve für photopische Lichtbedingungen zeigt, dass der Proband bei Beginn der Messungen für photopische Lichtverhältnisse vollkorrigiert war, da der Visus bei +0,25 dpt sinkt. Auch beim Kontrastsehen konnten klinisch relevante Verbesserungen festgestellt werden. So steigerte sich die Kontrastschwelle durch eine angepasste Minuskorrektur teilweise um bis zu 30 %, wobei die stärksten Veränderungen bei einer Ortsfrequenz von 12 cpd im oberen mesopischen Bereich festgestellt werden konnten. Das entspricht genau den Leuchtdichten, welche für das Sehen in Dämmerung und Nacht relevant sind. Somit handelt es sich bei Proband 26 um einen „typischen“ Fall von Dämmerungsmyopie. Sowohl Visus als auch Kontrastsehen lassen sich durch eine angepasste Korrektur mit mehr Minus für Dämmerung und Nacht optimieren. Ebenfalls wird deutlich, dass sich das Kontrastsehen bei einer nicht vorhandenen Vollkorrektur, v.a. bei einer unterkorrigierten Myopie bzw. überkorrigierten Hyperopie rapide verschlechtert. Dies wird besonders in den Kontrastempfindlichkeitskurven bei einem Defokus von +0,25 dpt ersichtlich.

Bei Proband 13 handelt es sich um eine weibliche Person, die Probleme mit dem Sehen in Dämmerung und Nacht hat. Es ist ersichtlich, dass der Visus vor allem bei den unteren beiden Leuchtdichten unter Vorhalten von Minusgläsern um etwa eine Stufe ansteigt. Ebenfalls kann das Kontrastsehen verbessert werden. Dies betrifft Leuchtdichten zwischen 10 cd/m² und 0,1 cd/m², also genau die Helligkeiten, welche für das Sehen in Dämmerung und Nacht entscheidend sind. Auch hier hätte eine angepasste Korrektur mit einer Wirkung zwischen -0,25 und -0,5 wahrscheinlich einen positiven Effekt auf das Sehempfinden.

Diese unterschiedlichen Fälle zeigen, wie bereits erwähnt, dass trotz der nicht vorhandenen statistischen Signifikanzen, Einzelfälle vorkommen, bei welchen eine Dämmerungsmyopie vorliegt und deren Korrektur eine erhebliche Verbesserung der Sehqualität mit sich bringt.





7.4 Diskussion

Bei Studie IV handelt es sich um eine Pilotstudie, welche Veränderungen von Visus und Kontrastsehen in Abhängigkeit von der Leuchtdichte in Form von Defokuskurvenerstellung evaluiert. Eine solche Untersuchung durch Defokussierung wurde bislang nicht publiziert. Der Vorteil des Defokussierungsverfahrens in Kombination mit dem verwendeten FrACT Test ist, dass Seheindruck und Ergebnis weniger stark von subjektiver Wahrnehmung abhängig sind, als bei dem in Abschnitt 3.5.3 beschriebenen Ablauf der Dunkelrefraktion, so wie er beispielsweise auch in der Studie von Hessler et al. (2017) durchgeführt wurde. Dies erklärt auch die Differenzen der Ergebnisse beider Studien. Wurde in der Studie von 2017 bei einem Großteil der Probanden eine Refraktionsänderung in Dämmerung und Nacht von -0,25 dpt festgestellt, kann in dieser Studie bei einem Großteil der Probanden kein Visusanstieg mit „mehr Minus“ dokumentiert werden. Lediglich vier der 31 Probanden zeigten einen Visusanstieg um mindestens eine Stufe aufgrund der Korrektur der Dämmerungsmyopie. Dies ist wahrscheinlich durch die Objektivierung des Prüfverfahrens in der hier vorliegenden Studie zu begründen. Bei der subjektiven Refraktionsbestimmung spielt vor allem bei der Darbietung von Blendreizen die Verkleinerung des Streulichtareals eine Rolle. Ebenso wird durch die beim Vorhalten von Minusgläsern erzeugte Verkleinerung der Prüfzeichen eine scheinbare Kontrastverbesserung wahrgenommen. Dies könnte vor allem im dunklen Raum dazu führen, dass der Seheindruck beim Vorhalten von Minusgläsern als besser wahrgenommen wird. Eine Dämmerungshyperopie konnte bei keinem Probanden festgestellt werden. Wie bereits in anderen Studien, welche sich mit dieser Thematik beschäftigen, zeigen die Messergebnisse interindividuelle Differenzen auf (Chirre et al. 2016; Artal et al. 2012; Arumi 1997). Diese interindividuellen Unterschiede sind bei allen Variablen festzustellen, sodass die Bedeutung einer probandenspezifischen Betrachtung in den Mittelpunkt gestellt werden sollte. So ist für die Praxis zu empfehlen, beim Vorliegen von Sehproblemen in Dämmerung und Nacht eine Dunkelrefraktion durchzuführen. Kommt es zu einer Visussteigerung durch eine Refraktionsänderung, ist eine angepasste Korrektur für Dämmerung und Nacht zu empfehlen. Die individuelle Betrachtung der Korrektürwürdigkeit einer Nachtmyopie wurde bereits von Owens und Leibowitz (1976) betont.

Eine weitere Ursache für die hohen Streuungen liegt neben der Interindividualität in der Ratewahrscheinlichkeit des Prüfverfahrens. Diese liegt für die Visusuntersuchung bei 12,5 % und für die Untersuchung der Kontrastschwelle bei 25 %. Die Reproduzierbarkeit des verwendeten FrACT Tests wurde bereits durch Wesemann (2002) bestätigt. Zudem ist davon auszugehen, dass die hohe Untersuchungsdauer von ca. zwei Stunden trotz mehrfacher Pausen einen Einfluss auf die Konzentration und somit auch die Ergebnisse hat. Von einer Aufteilung des Untersuchungsablaufs wurde bewusst abgesehen, da tageszeitliche

Schwankungen bei Refraktion, Kontrastsehen, Tränenfilm, Akkommodationsstatus usw. ebenfalls einen Einfluss auf die Messergebnisse genommen hätten. Zusätzlich sind Eingabefehler bei der Beurteilung der Ring- und Gitterrichtungen zu berücksichtigen.

Zunächst soll auf den Unterschied zwischen Frauen und Männern hingewiesen werden. Frauen fühlen sich unsicherer beim nächtlichen Autofahren als Männer. Eine ähnliche Feststellung konnte bereits von Brabyn et al. (2005) an einem älteren Probandenkollektiv gemacht werden. Dabei neigten Frauen zu einer kritischeren Selbsteinschätzung bezüglich der Sicherheit beim Autofahren in Dunkelheit als Männer.

Bezüglich der Ergebnisse des Visus ist ein Vergleich mit anderen Studien kaum möglich, da Methodik und Prüfbedingungen sehr unterschiedlich sind. So wird in einigen Studien keine spezifische Leuchtdichte, sondern lediglich ein Adaptationszustand angegeben. Jedoch unterscheidet sich der Visus auch in den einzelnen Adaptationszuständen, wie z.B. zwischen 1 cd/m^2 und $0,1 \text{ cd/m}^2$ (Abb. 95), wobei beide Werte im mesopischen Bereich liegen. Perez Carasco et al. (2011) fanden bei einer Leuchtdichte zwischen $0,1$ und $0,2 \text{ cd/m}^2$ einen Visus von $0,28 \pm 0,1 \text{ logMAR}$. In der vorliegenden Arbeit war der Visus bei dieser Leuchtdichte um etwa 2 Stufen geringer. Perez Carasco et al. (2011) verwendeten jedoch kein displaygestütztes System zur Sehzeichendarbietung, sondern Bailey-Lovie Charts. Diese Sehprüftafeln nutzen Buchstaben und keine Landoltringe, wobei einige Buchstaben wesentlich leichter zu erkennen sind als Landoltringe und somit ein höherer Visus möglich ist (Wesemann et al. 2010). Eine bessere Übereinstimmung mit den vorliegenden Studienergebnissen zeigen die Daten von Tyrrell et al. (2016). Diese Studiengruppe fand heraus, dass die Sehleistung im „Civil Twilight“, das heißt im unteren mesopischen Leuchtdichtebereich, auf 20 % des photopischen Werts fällt. Bei den Daten der im Rahmen dieser Arbeit vorgestellten Studie handelt es sich um einen Unterschied von $0,8 \text{ logMAR}$ zwischen dem durchschnittlichen Visus bei $0,05 \text{ cd/m}^2$ ($0,69 \pm 0,15 \text{ logMAR}$) und dem photopischen Wert ($-0,11 \pm 0,11 \text{ logMAR}$). Das entspricht weniger als 20 % des photopischen Wertes. Bei $0,1 \text{ cd/m}^2$ beträgt der Visus $0,44 \pm 0,09 \text{ logMAR}$, also leicht mehr als 20 % des photopischen Wertes. Eine gute Übereinstimmung liefern die erhobenen Daten mit den in Abb. 10 dargestellten Visuswerten nach Hartmann (1970). Aus dieser Abbildung ist zu entnehmen, dass der Visus pro Zehnerpotenz der Leuchtdichten zwischen 100 und $0,01 \text{ cd/m}^2$ ebenfalls um etwa 2 Visusstufen sinkt.

Festzustellen ist zudem, dass in Anlage 6 der Fahrerlaubnis-Verordnung (FeV, 2013), in welcher die Anforderungen an das Sehvermögen im Straßenverkehr definiert sind, der Visus in Dämmerung und Nacht unberücksichtigt bleibt. Zur Prüfung des Dämmerungssehens ist lediglich ein Kontrast- und Blendtest vorgeschrieben. Die zum Autofahren notwendige Tagessehschärfe von $0,7$ wird jedoch in mesopischen Leuchtdichten nicht erreicht. In Abb. 95

wird deutlich, dass bei Leuchtdichten unter 10 cd/m^2 der Visus in der Regel unter den Grenzwert der erforderlichen Mindestsehschärfe von 0,7 fällt. Hierfür wäre eine Definition von Grenzwerten sinnvoll, da der Visus auch in der Dämmerung ein zentraler Wert zur Beschreibung der visuellen Leistungsfähigkeit ist. Die zu erwartenden Werte sind in Abb. 95 dargestellt.

Bei den Ergebnissen zum Kontrastsehen gab es ebenfalls stark variierende Streuungen. Diese wurden bereits von anderen Autoren für unterschiedliche Lichtbedingungen publiziert (Bühren et al. 2006; Wilhelm 2008). Ebenso wie der Visus sinkt die Kontrastempfindlichkeit mit abnehmender Leuchtdichte. Dies bestätigt die Ergebnisse von Valois et al. (1974), die ebenfalls eine Kontrastverringerng über alle Ortsfrequenzen mit abnehmender Leuchtdichte feststellen konnten. Darüberhinaus decken sich die Ergebnisse dieser Arbeit mit den Werten von Bühren et al. (2006). Diese konnten bei jungen Probanden eine Kontrastreduktion bei 1,5 cpd von 2,23 auf 1,23 logCS feststellen. Bis dato sind keine richtungsweisenden Untersuchungen bekannt, die die Beurteilung der klinischen Relevanz von Änderungen der Kontrastempfindlichkeit unter mesopischen Lichtverhältnissen thematisieren.

Die in Abschnitt 7.3.2 als statistisch signifikant beurteilten Mittelwertdifferenzen zeigen im Großteil keine klinische Relevanz. Eine Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit ist hauptsächlich im oberen mesopischen Leuchtdichtebereich und bei mittleren Ortsfrequenzen um 6 cpd zu finden. Die mittleren Empfindlichkeiten verbessern sich dabei unter einzelnen Bedingungen im Mittel um bis zu 0,20 logCS. Für die klinische Relevanz ist anzunehmen, dass eine Kontrastverbesserung nicht unter 0,15 logCS subjektiv spürbar ist. Bezogen auf den Weber-Kontrast entspricht dieser Wert einer Zeile bei der Prüfung mit der Pelly-Robson-Tafel. Somit kann eine angepasste Minuskorrektur in Einzelfällen zu einer Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit unter mesopischen Bedingungen führen (siehe 7.3.4). Zusammenhänge mit anderen Parametern, wie z.B. der Akkommodationsruhelage, sind dabei allerdings nicht erkennbar. Dies steht im Widerspruch zu der Publikation von Chirre et al. (2016), welche mit einem myopen Dark Focus Wert eine Nachtmyopie in Verbindung bringen. Diese Forschungsgruppe arbeitete jedoch nicht mit Defokusverfahren, sondern mit einem Freisicht-Aberrometer.

Wie bereits beschrieben, kann eine höhere Minuskorrektur in der subjektiven Wahrnehmung zu einem Seheindruck führen, der häufig als „kleiner und schwärzer“ beschrieben wird. Daher ist es möglich, dass Unschärfen oder auch strahlende Lichter entgegenkommender Autoscheinwerfer durch eine Erhöhung des Minuswertes verkleinert werden. Dies könnte zu einem angenehmeren subjektiven Seheindruck führen. Ein höherer Sehkomfort mit einer solchen „Nachtbrille“ wurde bereits von Hessler et al. (2017) festgestellt. Hierbei profitierten

etwa 70 % der 100 Probanden in einer doppelblinden randomisierten Cross-Over Studie von einer Korrekturanpassung nach subjektiver Dunkelrefraktion. Ergebnisse waren ein höherer Sehkomfort sowie ein reduziertes Blendgefühl in dunkler Umgebung. Diese Verbesserungen könnten durchaus auch über einen leicht angehobenen Verlauf der Kontrastempfindlichkeitskurve erklärbar sein.

Es stellt sich die Frage, ob die Messung der Kontrastempfindlichkeit in der augenoptischen Praxis für das Sehen in Dämmerung und Nacht entscheidend ist. Es empfiehlt sich, nach der Durchführung einer Dunkelrefraktion dem Probanden Vorteile einer angepassten Korrektur für mesopische Verhältnisse zu demonstrieren. Hierfür könnten Reality Sehtests (z.B. Schilder lesen) oder Niedrigkontrast-Optotypen hilfreich sein. Die routinemäßige Prüfung des Kontrastsehens in Form einer Schwellenbestimmung bringt für das Sehen im Straßenverkehr in Dämmerung und Nacht keine wesentlichen Vorteile gegenüber der subjektiven Refraktionsbestimmung.

7.5 Zwischenfazit

Im gesamten Probandenkollektiv konnte keine Refraktionsänderung mit abnehmender Leuchtdichte festgestellt werden. Somit war in der Gesamtheit keine Dämmerungs- bzw. Nachtmyopie nachweisbar. Einzelfälle zeigten jedoch eine Optimierungsmöglichkeit von Visus und Kontrastsehen durch das Vorschalten von Minusgläsern. Eine individuelle Prüfung auf Refraktionsänderungen in mesopischen Lichtverhältnissen ist in der Praxis zu empfehlen. Bei einer Verbesserung von Visus und Kontrast sollte eine angepasste Korrektur für Dämmerung und Nacht verordnet werden. Die Thesen, welche sich aus dieser Studie ergeben sind im folgenden Kapitel 8 dargestellt.

8. Gesamtdiskussion

8.1 Hypothesenbeantwortung

Zu Beginn der Gesamtdiskussion sollen die aus den Studien gewonnenen Erkenntnisse zusammengefasst werden. Die aus den Hypothesen (Tab. 8) und der statistischen Auswertung gewonnenen Thesen sind in folgender Tab. 50 aufgeführt.

Tab. 50: Thesen aus Studien I bis IV.

Thesen		Studie
1	Durch das Eintreten des Dark Focus of Accommodation verschiebt sich der Refraktionsstatus nach dem Übergang von photopische in skotopische Lichtbedingungen in Richtung Myopie.	I / IV
2	Der Dark Focus of Accommodation stellt sich sofort nach der Abdunklung ein und ist unabhängig von der Dunkeladaptation.	I
3	Die subjektive Refraktionsänderung mit abnehmender Leuchtdichte ändert sich nicht umso mehr in Richtung Myopie, je positiver die sphärische Aberration ist.	II
4	Die Purkinje-Verschiebung tritt unmittelbar nach Einstellung einer Leuchtdichte von maximal 0,1 cd/m ² ein und ist unabhängig von der Dunkeladaptationszeit.	III
5	Die maximale spektrale Empfindlichkeit bewegt sich mit abnehmender Leuchtdichte hin zu kürzeren Wellenlängen.	III
6	Die Purkinje-Verschiebung tritt nicht im Netzhautzentrum, sondern ausschließlich in der Peripherie (10°) auf.	III
7	Der Refraktionsstatus ändert sich bei abnehmender Leuchtdichte nur in Einzelfällen in Richtung Myopie.	IV
8	Die Verordnung einer Korrektur für mesopische Lichtverhältnisse führt nur in Einzelfällen zu einer Erhöhung des Visus in mesopischen Lichtverhältnissen.	IV
9	Die Verordnung einer Minuskorrektur führt nur in Einzelfällen zu einer Erhöhung der Kontrastempfindlichkeit in mesopischen Lichtverhältnissen.	IV

8.2 Zusammenhänge der Ergebnisse von Studien I bis IV

Diese Arbeit liefert aktuelle Ergebnisse zum Thema Refraktionsänderungen in Dämmerung und Nacht. Die durchgeführten Studien können aufgrund der Homogenität der jeweiligen Stichproben und der abgestimmten Ein- und Ausschlusskriterien miteinander in Beziehung gesetzt werden. So gelten die Aussagen dieser Studien für nichtpresbyope Erwachsene im Alter von 18 bis 40 Jahren mit altersnormalem, physiologischem Augenbefund. Dabei ist weiterhin sicherzustellen, dass keine Medikation und systemische Erkrankungen mit Einfluss auf das visuelle System vorhanden sind.

Um die Ursachen für Refraktionsänderungen in Dämmerung und Nacht genauer zu beleuchten, wurden im wissenschaftlichen Hintergrund dieser Arbeit die bislang in der Literatur diskutierten Grundlagen für eine Refraktionsänderung mit abnehmender Leuchtdichte, im Speziellen der Dämmerungs- und Nachtmyopie, dargestellt (Abschnitt 3.4.2). Diese sind die sphärische Aberration, die chromatische Aberration in Verbindung mit der Purkinje-Verschiebung und das Einstellen der Akkommodationsruhelage (Dark Focus of Accommodation). Dabei sind einigen Studien Beträge bis zu -4 dpt für die Nachtmyopie genannt (Studien in Tab. 2). Wie bereits dargestellt, ist nach theoretischen Überlegungen und vor allem unter Berücksichtigung der Ergebnisse der hier durchgeführten Studien eine Unterscheidung zwischen Nacht- und Dämmerungsmyopie notwendig. Die Grundlagen sind in Tab. 3 dargestellt. So ist der wesentliche Unterschied zwischen mesopischen und skotopischen Lichtbedingungen das Vorhandensein von Fixations- und Akkommodationsreizen. Diese sind in mesopischen Verhältnissen, wie z.B. im nächtlichen Straßenverkehr in vielfältiger Form vorhanden. Somit kann der Zustand des Dark Focus of Accommodation nicht eintreten, da kein „leerer Raum“ vorliegt. Studie I zeigt, dass der Beitrag der Änderung des Akkommodationsstatus auf die Nachtmyopie kleiner als 0,25 dpt sein muss und Studie IV veranschaulicht, dass der Betrag des Dark Focus nicht mit dem Betrag der visusabhängigen subjektiv gemessenen Dämmerungsmyopie in Verbindung steht. In Teilen ist dies ein Widerspruch zum bisherigen Kenntnisstand (z.B. Chirre et al. 2016). In der Studie von Chirre (2016) wird jedoch nicht definiert wie der Betrag der Nachtmyopie bestimmt wurde. Der Betrag basiert sehr wahrscheinlich nicht auf einer visusabhängigen subjektiven Bestimmung wie in Studie IV. Dass der Dark Focus of Accommodation nicht so stark zu gewichten ist, wie bislang in der Literatur angenommen, wird auch durch Studie I und Studie IV veranschaulicht. Die ermittelten Dark Focus Beträge sind unter Verwendung aktueller Messtechnik wesentlich geringer einzustufen als beispielsweise in der Studie von Wald und Griffin (1947). Dies wird auch durch aktuellere Publikationen gestützt (Artal et al. 2012; Chirre et al. 2016).

Studie II zeigt in Form einer retrospektiven Untersuchung, dass die sphärische Aberration sich zwar auf die aberrometriegestützten Rechnungen der Refraktionsänderung auswirkt, jedoch keinen Einfluss auf die visusabhängige subjektive Refraktionsbestimmung hat. Somit ist aufgrund der sphärischen Aberration keine Myopisierung zu erwarten.

In Studie III wurde die Purkinje-Verschiebung untersucht. Da diese nur unter sehr dunklen, im Alltag kaum präsenten Lichtbedingungen (kleiner $0,1 \text{ cd/m}^2$) vorkommt und nur in der Peripherie eine Rolle spielt, ist der Einfluss auf eine visusabhängige subjektive Refraktion bei zentraler Fixation fraglich. Möglich ist jedoch beispielsweise die Verbesserung der chromatischen Queraberration und eine damit verbundene Kontrasterhöhung in Einzelfällen.

Diese Daten erklären schließlich die Ergebnisse von Studie IV. Da keiner der drei in der Literatur dargestellten Ursachen einen wesentlichen Einfluss auf das Dämmerungssehen gezeigt hat, ist in Studie IV auch bei einem Großteil der Probanden keine Refraktionsänderung mit abnehmender Leuchtdichte feststellbar. Somit ist Studie IV als Bestätigung der drei vorher durchgeführten Untersuchungen zu sehen. In mesopischen, alltagsrelevanten Sehsituationen tritt bei einem Großteil der Probanden keine visus- und kontrastrelevante Refraktionsänderung auf. Es gibt jedoch durchaus Einzelfälle, in welchen eine Dämmerungsmyopie feststellbar ist. Bei einer Versorgung mit einer für mesopische Lichtverhältnisse optimierten Korrektur profitieren diese nach Hessler et al. (2017) von einer Erhöhung des Sehkomforts und der Sehschärfe in dunkler Umgebung, von einer erhöhten Sicherheit im nächtlichen Straßenverkehr und von einer Reduzierung der subjektiv wahrgenommenen Blendung.

Hauptgründe für Sehprobleme in Dämmerung und Nacht könnten im physiologischen Visus- und Kontrastverlust mit abnehmender Leuchtdichte liegen. Der Visus reduziert sich pro Zehnerpotenz um etwa 2 Stufen. Die Kontrastempfindlichkeit verschlechtert sich über alle Ortsfrequenzen hinweg.

Die von der DOG ausgegebenen Empfehlungen für das Kontrastsehvermögens (siehe Tab. 5) sollten überdacht werden. Die Mindest-Vorgaben für die Kontrastwerte sind sehr gering angesetzt. So ist für einen Führerschein der Klasse B (Autoführerschein) mindestens ein logCS Wert von 0,02 zu erreichen. Dies dürfte wohl kaum ein Kriterium für ein sicheres Autofahren im nächtlichen Straßenverkehr darstellen.

8.3 Empfehlungen für die augenoptische/optometrische Praxis

Aus den Erkenntnissen dieser Arbeit soll in diesem Abschnitt eine Empfehlung für die Vorgehensweise bei Kunden/Patienten mit Sehproblemen in Dämmerung und Nacht abgeleitet werden.

Die Grundlage bildet dabei die Anamnese. Neben den in den Arbeitsrichtlinien für Augenoptik und Optometrie festgelegten Kriterien ist dabei besonders auf die Situation des nächtlichen Autofahrens einzugehen. Liegen in der Anamnese Sehprobleme in Dämmerung und Nacht vor, empfiehlt sich eine weiterführende Untersuchung. Diese beginnt mit der Prüfung der Tränenfilmquantität und -qualität. Dieser sollte in ausreichender Menge vorhanden sein und in seiner Zusammensetzung so beschaffen sein, dass er eine anhaltende Oberflächenstabilität ohne Aufriss garantiert. Eine zu geringe Tränenmenge bzw. schnelle Aufrisszeit kann sich visus- und kontrastmindernd auswirken (Szczołka-Flynn et al. 2019). Ebenso ist der Einfluss von Medientrübungen in Hornhaut, Vorderkammer, Augenlinse oder Glaskörper auf eine reduzierte visuelle Leistungsfähigkeit bekannt (Keuken et al. 2017). Diese wirken sich auch in erster Linie kontrastmindernd aus. Gleiches gilt für Hornhautirregularitäten (Awad et al. 2017). Daher ist die Untersuchung mit dem Spaltlampenmikroskop ein entscheidender Bestandteil der optometrischen Untersuchung in Bezug auf Sehprobleme in Dämmerung und Nacht. Detaillierte Analysen erlauben zudem die Topographie, die Scheimpflugtechnologie oder Densitometrie-Messungen von Hornhaut und/oder Augenlinse. Weiterhin ist es sinnvoll die Pupillengröße und deren Reaktion aufgrund des Einflusses von Randstrahlen zu beurteilen (Zhao et al. 2017). Die Untersuchung des Augenhintergrundes spielt sowohl in Bezug auf makulanahe Auffälligkeiten als auch auf Ablagerungen hyperreflektiver Zellen eine Rolle (Roh et al. 2018).

Refraktiv sind objektive und subjektive pupillengrößen- bzw. leuchtdichteabhängige Refraktions- und Korrektionsbestimmung entscheidende Untersuchungselemente. Diese kann objektiv z.B. über Aberrometrie erfolgen. Jedoch ist dabei zu berücksichtigen, dass refraktive Änderungen subjektiv auch dann visussteigernd sein können, wenn die Aberrometrie keine Refraktionsänderung anzeigt (Hessler et al. 2017). Für die subjektive Bestimmung der Korrektionswerte ist vor allem die Verbesserung von Visus und/oder Kontrastempfindlichkeit entscheidend. Der Ablauf der optometrischen Prüfung für Dämmerung und Nacht wurde in Anlehnung an Degle (2017) und Hessler (2017) und unter Berücksichtigung der Ergebnisse von Studie I bis IV erarbeitet. Diese Handlungsempfehlung ist in folgender Abb. 101 dargestellt.

Die Verordnung einer angepassten Korrektur bei Sehproblemen in Dämmerung und Nacht kann auch dann sinnvoll sein, wenn eine Vollkorrektur in der Fernbrille nicht sinnvoll ist. Dies ist z.B. beim Vorliegen einer Esophorie der Fall, wobei eine Myopie aufgrund der Akkommodations-Vergenzkopplung unterkorrigiert und eine Hyperopie überkorrigiert werden kann. Zudem ist eine wichtige Sehaufgabe im täglichen Leben häufig die Nah- und Bildschirmarbeit. Auch in diesem Fall kann es sinnvoll sein, „weniger Minus“ zu verordnen. Sollte es mit diesen Korrekturwerten zu Sehproblemen in Dämmerung und Nacht kommen, empfiehlt sich ebenfalls eine Zusatzbrille, welche in der Ferne vollkorrigierend wirkt oder für mesopische Bedingungen angepasst ist.

Für die Verwendung von Filter- und Entspiegelungszusätzen für Dämmerung und Nacht sowie von aberrationsberücksichtigenden Brillenglasdesigns sind keine Daten publiziert, inwiefern diese eine zu einer Verbesserung der Sehqualität führen können. Bezüglich der Filter und Entspiegelungen empfiehlt es sich, wie beschrieben, einen subjektiven Test durchzuführen, ob eine Verbesserung des Seheindrucks bzw. der Blendung möglich ist (Abb. 101). Der Effekt dieser Zusätze auf die objektive und subjektive Sehqualität sollte durch verblindete, randomisierte Cross-Over-Studien untersucht werden.

Eine Verordnung sollte nur dann erfolgen, wenn der Kunde/Patient Probleme äußert und nach der Prüfung nachweislich eine Verbesserung der Sehqualität möglich ist.

Anamnese	<ul style="list-style-type: none"> • Haben Sie Sehprobleme in Dämmerung und Nacht? • Fühlen Sie sich sicher im Straßenverkehr bei Dunkelheit? • Fühlen Sie sich bei Dunkelheit schnell geblendet?
Optometrische Prüfmethoden	<ul style="list-style-type: none"> • Tränenfilmanalyse (Tränenmenge, Tränenfilmaufriszeit, Zusammensetzung) • Spaltlampenuntersuchung auf Medientransparenz • Topographie zur Prüfung der Hornhautregularität • Prüfung der Pupillenreaktion • Untersuchung des Augenhintergrundes
Objektive Refraktionsbestimmung oder wenn vorhanden Aberrometrie im Dunkeln	<ul style="list-style-type: none"> • Pupillengrößenabhängige Refraktionsbestimmung • Beurteilung des Einflusses von High Order Aberrations
Subjektive Refraktions- und Korrektionsbestimmung im Hellen	<ul style="list-style-type: none"> • Klassische Fernrefraktion inkl. Binokularstatus • Visusbestimmung
Überrefraktion im vollständig abgedunkelten Raum	<ul style="list-style-type: none"> • Verwendung eines geeigneten Prüfverfahrens zur visusabhängigen Refraktionsbestimmung • Visusprüfung im Dunkeln mit den für helle Bedingungen geprüften Werten • Monokulare sphärische Überrefraktion • Astigmatismustest mit der Strahlenfigur • sphärischer Abgleich unter binokularen Bedingungen • Prüfung des Refraktionsgleichgewichts • Visusermittlung mit den Dunkelrefraktionswerten • Wenn möglich Blendtest mit LED und Prüfung auf Verbesserung durch Filter- bzw. Entspiegelung
Fenstertest	<ul style="list-style-type: none"> • nur in dunkler Jahreszeit möglich • sphärischer Abgleich unter monokularen und binokularen Bedingungen • Prüfung von Entspiegelungs- bzw. Filtergläsern zur Blendreduktion
Verordnung	<ul style="list-style-type: none"> • Verordnung einer (Zusatz-) Brille für Dämmerung und Nacht bei Visussteigerung oder subjektiver Steigerung des Sehkomforts • Filterverordnung ebenfalls bei subjektiver Verbesserung des Sehkomforts bzw. der Blendung

Abb. 101: Handlungsempfehlung für die Vorgehensweise bei Kunden mit Sehproblemen in Dämmerung und Nacht.

9. Zusammenfassung und Ausblick

In dieser Arbeit wird der Stand der Wissenschaft zum Thema Refraktionsänderungen in Dämmerung und Nacht sowie deren Ursachen beleuchtet. Weiterhin erfolgt eine Darstellung verschiedener Mess- und Korrektionsmethoden für Sehprobleme in Dämmerung und Nacht. Den Kern bilden vier Studien, welche den Kenntnisstand zum Thema Dämmerungsmyopie mit aktuellen Mess- und Prüfverfahren erweitern.

Aus dieser Arbeit geht hervor, dass eine Differenzierung zwischen Dämmerungs- und Nachtmyopie notwendig ist. Hauptunterschied ist dabei das Vorhandensein bzw. Nicht-Vorhandensein von Fixations- und Akkommodationsreizen. Eine weitere Erkenntnis dieser Arbeit ist, dass eine Dämmerungsmyopie kein generelles Phänomen einer Population nichtpresbyoper Erwachsener ist, sondern dass visusrelevante Refraktionsänderungen nur in Einzelfällen zu finden sind. Der Betrag der Myopisierung beträgt dabei weniger als 1 dpt. Astigmatische Änderungen treten in der Regel nicht auf. Es sind ebenfalls nur Einzelfälle, welche eine höhere Kontrastempfindlichkeit und eine Visusverbesserung durch eine für mesopische Lichtverhältnisse angepasste Korrektur zeigen.

Ferner zeigt diese Arbeit, dass der Dark Focus of Accommodation keine zentrale Rolle für das Sehen in mesopischen Bedingungen spielt. Zudem ist dessen Betrag unabhängig von der Dunkeladaptationszeit. Ebenfalls ist die sphärische Aberration kein bedeutender Faktor für visusrelevante Refraktionsänderungen mit abnehmender Leuchtdichte.

Ein Schwerpunkt dieser Arbeit war die Untersuchung des Einflusses der Purkinje-Verschiebung. Um die maximale spektrale Empfindlichkeit des Auges in Abhängigkeit von der Adaptationszeit und der Leuchtdichte zu bestimmen, wurde ein Verfahren entwickelt und geprüft. Mit diesem Verfahren konnte gezeigt werden, dass die Purkinje-Verschiebung nur in der Netzhautperipherie (hier 10°) und nicht im Netzhautzentrum bei zentraler Fixation eine Rolle spielt. Ferner hat die Adaptationszeit keinen Einfluss auf die Verschiebung der maximalen spektralen Empfindlichkeit. Die Purkinje-Verschiebung tritt bei Leuchtdichten kleiner $0,1 \text{ cd/m}^2$ auf und spielt somit keine bedeutende Rolle für das Sehen im nächtlichen Straßenverkehr. Dadurch, dass der Purkinje-Effekt nicht zentral messbar ist, scheint ein Einfluss auf den Refraktionsstatus unwahrscheinlich, da dieser ausschließlich bei zentraler Fixation geprüft wird.

Auch wenn diese Arbeit einige Fragen zum Thema Refraktionsänderungen in Dämmerung und Nacht beantworten konnte, bietet sie gleichzeitig auch viel Potential für Folgestudien. Diese können unter anderem folgende Fragen untersuchen:

- Warum tritt die Purkinje-Verschiebung unmittelbar nach der Abdunklung ein? Welche Rolle spielen dabei die Stäbchen wirklich? Welchen Einfluss hat eine mögliche Empfindlichkeitsänderung der Blauzapfen?
- Warum treten hohe intra- und interindividuelle Streuungen bei der Prüfung in mesopischen Lichtverhältnissen auf?
- Welche Bedeutung hat die Aberrometrie für die Verbesserung des Dämmerungssehens im Bereich Augenoptik/Optometrie? Ist die Aberrometrie mehr theoretisches Rechenmodell als wirkliche Grundlage für die Verbesserung der Sehqualität?

Die Thematik des schlechten Sehens in Dämmerung und Nacht ist hochaktuell und stellt die Augenoptiker/Optometristen immer wieder vor die Herausforderung, den Kunden/Patienten professionell zu beraten. Dies liegt unter anderem daran, dass in den letzten Jahren zahlreiche Produkte auf den Markt gebracht wurden, ohne deren Wirkung auf die objektive und subjektive Sehqualität wissenschaftlich zu untersuchen bzw. ohne die Ergebnisse durchgeführter Studien zu publizieren. So wurde in dieser Arbeit auf wissenschaftlicher Grundlage eine Handlungsempfehlung zum Umgang mit Kunden und Patienten mit Sehproblemen in Dämmerung und Nacht erarbeitet. Dessen Anwendung im Rahmen eines professionellen Kunden- und Patientenmanagements stärkt die Dienstleistungskompetenz des Augenspezialisten und ist für diesen auch aus betriebswirtschaftlicher Sicht im Rahmen von Zusatzverkäufen interessant. Wichtiger sind jedoch eine ehrliche und auf wissenschaftlicher Basis stehenden Kunden- und Patientenbetreuung sowie die Steigerung deren Zufriedenheit. Um diese zu optimieren stehen der Augenoptik/Optometrie dank dieser Arbeit neue Möglichkeiten offen.

Literaturverzeichnis

Abramov, I.; Gordon, J. (1977): Color vision in the peripheral retina. I. Spectral sensitivity. In: *J. Opt. Soc. Am.* 67 (2), S. 195–202. DOI: 10.1364/JOSA.67.000195.

Anderson, S. (1995): Night driving. Effects of glare from vehicle headlights on motion perception. In: *Oph Phys Optics* 15 (6), S. 545–551. DOI: 10.1016/0275-5408(95)00070-T.

Anstis, Stuart (2002): The Purkinje rod-cone shift as a function of luminance and retinal eccentricity. In: *Vision Research* 42 (22), S. 2485–2491. DOI: 10.1016/S0042-6989(02)00267-5.

Applegate, Raymond A.; Marsack, Jason D.; Ramos, Roberto; Sarver, Edwin J. (2003): Interaction between aberrations to improve or reduce visual performance. In: *Journal of cataract and refractive surgery* 29 (8), S. 1487–1495. DOI: 10.1016/s0886-3350(03)00334-1.

Artal, Pablo; Schwarz, Christina; Cánovas, Carmen; Mira-Agudelo, Alejandro (2012): Night myopia studied with an adaptive optics visual analyzer. In: *PloS one* 7 (7), e40239. DOI: 10.1371/journal.pone.0040239.

Arumi, P. (1997): Accommodation and acuity under night-driving illumination levels. In: *Oph Phys Optics* 17 (4), S. 291–299. DOI: 10.1016/S0275-5408(96)00091-9.

Augenoptik - Sehschärfepprüfung - Normsehzeichen und klinische Sehzeichen und ihre Darbietung.

Aulhorn, E.; Harms, H. (1970): Über die Untersuchung der Nachtfahreignung von Kraftfahrern mit dem Mesoptometer. In: *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* (157(6)), S. 843–873.

Awad, Eman A.; Abou Samra, Waleed A.; Torky, Magda A.; El-Kannishy, Amr M. (2017): Objective and subjective diagnostic parameters in the fellow eye of unilateral keratoconus. In: *BMC ophthalmology* 17 (1), S. 186. DOI: 10.1186/s12886-017-0584-2.

Bach, M. (1996): The Freiburg Visual Acuity test--automatic measurement of visual acuity. In: *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry* 73 (1), S. 49–53. DOI: 10.1097/00006324-199601000-00008.

Bach, M.; Hoffmann, M. B.; Jägle, H.; Heinrich, S. P.; Schiefer, U.; Wesemann, W. (2017): Kontrastsehen – Definitionen, Umrechnungen und Äquivalenztabelle. In: *Der Ophthalmologe*

: *Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft* 114 (4), S. 341–347. DOI: 10.1007/s00347-016-0379-5.

Baker, HD. (1953): The instantaneous threshold and early dark adaptation. In: *J. Opt. Soc. Am.* 43 (9), S. 798–803. DOI: 10.1364/JOSA.43.000798.

Bedford, RE.; Wyszecki, G. (1957): Axial chromatic aberration of the human eye. In: *J. Opt. Soc. Am.* 47 (6), S. 564–565. DOI: 10.1364/JOSA.47.0564_1.

Benard, Yohann; Lopez-Gil, Norberto; Legras, Richard (2011): Optimizing the subjective depth-of-focus with combinations of fourth- and sixth-order spherical aberration. In: *Vision Research* 51 (23-24), S. 2471–2477. DOI: 10.1016/j.visres.2011.10.003.

Benjamin, William J.; Borish, Irvin M. (2006): *Borish's Clinical Refraction*. 2nd ed. Saintt Louis: Elsevier Health Sciences.

Berke, Andreas; Münschke, Peter (1996): *Screening - Prüfmethoden der Optometrie. Einführung in die Physiologie des visuellen Systems, in die gesundheitspolitische Funktion und in die wissenschaftliche Qualitätsbeurteilung moderner optometrischer Messverfahren*. Heidelberg: Optische Fachveröff. Verl. der Dt. Optikerzeitung.

Brabyn, John A.; Schneck, Marilyn E.; Lott, Lori A.; Haegerström-Portnoy, Gunilla (2005): Night driving self-restriction: vision function and gender differences. In: *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry* 82 (8), S. 755–764. DOI: 10.1097/01.opx.0000174723.64798.2b.

Bradley, Arthur; Xu, Renfeng; Thibos, Larry; Marin, Gildas; Hernandez, Martha (2014): Influence of spherical aberration, stimulus spatial frequency, and pupil apodisation on subjective refractions. In: *Ophthalmic & physiological optics : the journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)* 34 (3), S. 309–320. DOI: 10.1111/opo.12114.

Brown, PK.; Wald, George (1964): Visual Pigments in Single Rods and Cones of the Human Retina. Direct Measurements Reveal Mechanisms of Human Night and Color Vision. In: *Science (New York, N.Y.)* 144 (3614), S. 45–52. DOI: 10.1126/science.144.3614.45.

Bühren, J.; Kohnen, T. (2007): Anwendung der Wellenfrontanalyse in Klinik und Wissenschaft : Vom irregulären Astigmatismus zu Aberrationen höherer Ordnung--Teil II: Beispiele. In: *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft* 104 (11), 991-1006; quiz 1007-8. DOI: 10.1007/s00347-007-1648-0.

Bühren, Jens; Terzi, Evdokia; Bach, Michael; Wesemann, Wolfgang; Kohnen, Thomas (2006): Measuring contrast sensitivity under different lighting conditions. Comparison of three tests. In: *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry* 83 (5), S. 290–298. DOI: 10.1097/01.opx.0000216100.93302.2d.

Charman, W. N. (1996): Night myopia and driving. In: *Oph Phys Optics* 16 (6), S. 474–485. DOI: 10.1046/j.1475-1313.1996.96000245.x.

Chirre, Emmanuel; Prieto, Pedro M.; Schwarz, Christina; Artal, Pablo (2016): Night myopia is reduced in binocular vision. In: *Journal of vision* 16 (8), S. 16. DOI: 10.1167/16.8.16.

Cohen, Yuval; Zadok, David; Barkana, Yaniv; Shochat, Zipora; Ashkenazi, Isaac; Avni, Isaac; Morad, Yair (2007): Relationship between night myopia and night-time motor vehicle accidents. In: *Acta ophthalmologica Scandinavica* 85 (4), S. 367–370. DOI: 10.1111/j.1600-0420.2006.00875.x.

Curcio, C. A.; Allen, K. A.; Sloan, K. R.; Lerea, C. L.; Hurley, J. B.; Klock, I. B.; Milam, A. H. (1991): Distribution and morphology of human cone photoreceptors stained with anti-blue opsin. In: *The Journal of comparative neurology* 312 (4), S. 610–624. DOI: 10.1002/cne.903120411.

Curcio, C. A.; Sloan, K. R.; Kalina, R. E.; Hendrickson, A. E. (1990): Human photoreceptor topography. In: *The Journal of comparative neurology* 292 (4), S. 497–523. DOI: 10.1002/cne.902920402.

Dartnall, H. J.; Bowmaker, J. K.; Mollon, J. D. (1983): Human visual pigments. Microspectrophotometric results from the eyes of seven persons. In: *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological sciences* 220 (1218), S. 115–130. DOI: 10.1098/rspb.1983.0091.

Degle, S. (2017): Im Dunkeln scharf sehen - mit individueller Optimierung der Korrektionswerte für das "Nachtsehen" 2017 (1), S. 38–42.

Denoyer, Alexandre; Le Lez, Marie-Laure; Majzoub, Samuel; Pisella, Pierre-Jean (2007): Quality of vision after cataract surgery after Tecnis Z9000 intraocular lens implantation: effect of contrast sensitivity and wavefront aberration improvements on the quality of daily vision. In: *Journal of cataract and refractive surgery* 33 (2), S. 210–216. DOI: 10.1016/j.jcrs.2006.10.035.

DEUTSCHE AUGENOPTIK AG (Hg.) (2016): PolasSkop3D Aktivrahmen.
Bedienungsanleitung (Version 18.04.2016).

Diepes, Heinz (2004): Refraktionsbestimmung. 3., komplett überarb. Aufl. Heidelberg: DOZ-Verl. Optische Fachveröffentl.

Dietze, Holger (Hg.) (2015): Die optometrische Untersuchung. Unter Mitarbeit von Paul H. Artes, Hans-Jürgen Grein, Hendrik Jungnickel, Sebastian Marx, Dirk Seidel, Wolfgang Sickenberger und Frank Spors. 2. vollständig überarbeitete Auflage. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.

Dietze, Holger H.; Cox, Michael J. (2004): Correcting ocular spherical aberration with soft contact lenses. In: *J. Opt. Soc. Am. A* 21 (4), S. 473–485. DOI: 10.1364/JOSAA.21.000473.

DOG (2011): Prüfung des Kontrast- oder Dämmerungssehens. In: *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft* 108 (12), S. 1195–1198. DOI: 10.1007/s00347-011-2488-5.

Ekrias, Aleksanteri; Eloholma, Marjukka; Halonen, Liisa; Song, Xian-Jie; Zhang, Xin; Wen, Yan (2008): Road lighting and headlights: Luminance measurements and automobile lighting simulations. In: *Building and Environment* 43 (4), S. 530–536. DOI: 10.1016/j.buildenv.2007.01.017.

Eloholma, M.; Viikari, M.; Halonen, L.; Walkey, H.; Goodman, T.; Alferdinck, J. et al. (2005): Mesopic models - from brightness matching to visual performance in night-time driving: a review.

Englisch, Daniel (2017): Untersuchungen zur spektralen Empfindlichkeit des Auges für Detektion und physiologische Blendung im mesopischen Bereich. Dissertation. Technische Universität Darmstadt, Darmstadt. Online verfügbar unter urn:nbn:de:tuda-tuprints-71982.

Epstein, D. (1982): Die Akkommodation als Hauptursache der Nachtmyopie. In: *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 181 (5), S. 400–401. DOI: 10.1055/s-2008-1055257.

Epstein, D. (1983): Accommodation as a primary Cause of Low Luminance Myopia. In: *Acta Ophthalmologica* 61 (3), S. 424–430. DOI: 10.1111/j.1755-3768.1983.tb01441.x.

Epstein, D.; Ingelstam, E.; Jansson, K.; Tengroth, B. (1981): Low Lumincance Myopia as measured with a Laser Optometer. In: *Acta Ophthalmologica* 59 (6), S. 928–943. DOI: 10.1111/j.1755-3768.1981.tb05770.x.

Fejer, T. P. (1995): Correction of night myopia and glare for night driving. In: *Canadian journal of ophthalmology. Journal canadien d'ophtalmologie* 30 (1), S. 25–27.

Fejer, T. P.; Girgis, R. (1992): Night myopia: implications for the young driver. In: *Canadian journal of ophthalmology. Journal canadien d'ophtalmologie* 27 (4), S. 172–176.

Freiding, A.; Eloholma, M.; Ketomäki, J.; Halonen, L.; Walkey, H.; Goodman, T. et al. (2007): Mesopic visual efficiency I: detection threshold measurements. In: *Lighting Research & Technology* 39 (4), S. 319–334. DOI: 10.1177/1477153507080917.

Freiding, Achim (2010): Untersuchungen zur spektralen Empfindlichkeit des menschlichen Auges im mesopischen Bereich. Zugl.: Darmstadt, Techn. Univ., Diss., 2010. München: Utz (Darmstädter Lichttechnik).

Friedburg, C. (2004): Sehen in der Dämmerung: Physiologische Grundlagen und Untersuchungsmethoden. In: *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 221 (7), S. 570–576. DOI: 10.1055/s-2004-812847.

Frumkes, T. E.; Temme, L. A. (1977): Rod-cone interaction in human scotopic vision—II. In: *Vision Research* 17 (6), S. 673–679. DOI: 10.1016/S0042-6989(77)80001-1.

Gall, Dietrich (2004): Grundlagen der Lichttechnik. Kompendium. München: Pflaum (Licht und Beleuchtung).

Gao, Weihua; Jonnal, Ravi S.; Cense, Barry; Kocaoglu, Omer P.; Wang, Qiang; Miller, Donald T. (2009): Measuring directionality of the retinal reflection with a Shack-Hartmann wavefront sensor. In: *Optics express* 17 (25), S. 23085–23097. DOI: 10.1364/OE.17.023085.

Gertnere, Jana; Solomatin, Igor; Sekundo, Walter (2013): Refractive lenticule extraction (ReLEx flex) and wavefront-optimized Femto-LASIK: comparison of contrast sensitivity and high-order aberrations at 1 year. In: *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv für klinische und experimentelle Ophthalmologie* 251 (5), S. 1437–1442. DOI: 10.1007/s00417-012-2220-4.

Goldstein, E. Bruce (2010): Sensation and perception. 8. ed. Belmont, Calif.: Wadsworth Cengage Learning. Online verfügbar unter <http://www.loc.gov/catdir/enhancements/fy1303/2008940684-b.html>.

Golka, Klaus (2011): Verkehrsmedizin - arbeitsmedizinische Aspekte. Orientierungshilfe für Praxis, Klinik und Betrieb; DGAUM 2010. Heidelberg ecomed.

Gregory, Richard L. (2001): Auge und Gehirn. Psychologie des Sehens. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt.

Grehn, Franz (2006): Augenheilkunde. Mit ... 20 Tabellen. 29., überarb. und aktualisierte Aufl. Berlin: Springer (Springer E-book Collection).

Grein, H-J; Schmidt, O.; Ritsche, A. (2014): Zur Reproduzierbarkeit von Refraktionsbestimmungen. In: *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft* 111 (11), S. 1057–1064. DOI: 10.1007/s00347-014-3064-6.

Großmann, E.; Hessler, P.; Degle, S. (2018): Night Myopia and Dark Focus of Accommodation. In: *Investigative ophthalmology & visual science* (59(9)), S. 2153.

Guirao, A.; Williams, D. R.; Cox, I. G. (2001): Effect of rotation and translation on the expected benefit of an ideal method to correct the eye's higher-order aberrations. In: *J. Opt. Soc. Am. A* 18 (5), S. 1003–1015. DOI: 10.1364/JOSAA.18.001003.

Guth, S. L.; Lodge, H. R. (1973): Heterochromatic additivity, foveal spectral sensitivity, and a new color model. In: *J. Opt. Soc. Am.* 63 (4), S. 450–462. DOI: 10.1364/JOSA.63.000450.

Hartmann, Erwin (1970): Beleuchtung und Sehen am Arbeitsplatz. München: Goldmann-Verlag.

Hartwig, Andreas; Atchison, David A. (2012): Analysis of higher-order aberrations in a large clinical population. In: *Investigative ophthalmology & visual science* 53 (12), S. 7862–7870. DOI: 10.1167/iovs.12-10610.

Hecht, S. (1936): Intermittent Stimulation by Light. V. The Relation Between Intensity and Critical Frequency for Different Parts of the Spectrum. In: *The Journal of general physiology* 19 (6), S. 965–977. DOI: 10.1085/jgp.19.6.965.

Hecht, S.; Haig, C.; Chase, A. M. (1937): The Influence of Light Adaptation on Subsequent Dark Adaptation of the Eye. In: *The Journal of general physiology* 20 (6), S. 831–850. DOI: 10.1085/jgp.20.6.831.

Hecht, S.; Haig, C.; WALD, G. (1935): The Dark Adaptation fo Retinal Fields of Different Size and Location. In: *The Journal of general physiology* 19 (2), S. 321–337. DOI: 10.1085/jgp.19.2.321.

Hecht, Selig; Hsia, Yun (1945): Dark Adaptation Following Light Adaptation to Red and White Lights*1. In: *J. Opt. Soc. Am.* 35 (4), S. 261. DOI: 10.1364/JOSA.35.000261.

Hennesy, Robert T.; Leibowitz, Herschel W. (1972): Laser optometer incorporating the Badal principle. In: *Behav. Res. Meth. & Instru.* 4 (5), S. 237–239. DOI: 10.3758/BF03210005.

Hessler, P.; Stinn, M.; Dolata J.; Degle, S. (2017): Evaluation of a Night Spectacle Correction concerning an Improvement of Mesopic Vision Quality. In: *Investigative ophthalmology & visual science* 2017 (58), S. 1127.

Hessler, P.; Stinn, M.; Dolata J.; Degle, S. (2018): Spherical Aberration as a Function of Refractive Shift in Mesopic Luminance. In: *Investigative ophthalmology & visual science* (59(9)), S. 2146.

Hiraoka, Takahiro; Hoshi, Sujin; Okamoto, Yoshifumi; Okamoto, Fumiki; Oshika, Tetsuro (2015): Mesopic Functional Visual Acuity in Normal Subjects. In: *PloS one* 10 (7), e0134505. DOI: 10.1371/journal.pone.0134505.

Hope, G. Marion; Rubin, Melvin L. (1984): Night myopia. In: *Survey of Ophthalmology* 29 (2), S. 129–136. DOI: 10.1016/0039-6257(84)90169-3.

Ingling, Carl R.; Martinez-Uriegas, Eugenio (1983): The relationship between spectral sensitivity and spatial sensitivity for the primate r-g X-channel. In: *Vision Research* 23 (12), S. 1495–1500. DOI: 10.1016/0042-6989(83)90161-X.

IPRO GmbH: PASKAL 3D. COM VISUS-MODUL. Hg. v. IPRO GmbH. Online verfügbar unter https://www.haag-streit.com/fileadmin/IPRO_GmbH/Downloads/Broschueren_Flyer/PASKAL_3D-COM-Visus-Modul.pdf, zuletzt geprüft am 26.03.2020.

IVANOFF, A. (1947): On the influence of accommodation on spherical aberration in the human eye, an attempt to interpret night myopia. In: *J. Opt. Soc. Am.* 37 (9), S. 730. DOI: 10.1364/josa.37.000730.

Ives, Herbert E. (1912): XII. Studies in the photometry of lights of different colours. In: *The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science* 24 (139), S. 149–188. DOI: 10.1080/14786440708637317.

Jaskulski, Mateusz; Martínez-Finkelshtein, Andreí; López-Gil, Norberto (2017): New Objective Refraction Metric Based on Sphere Fitting to the Wavefront. In: *Journal of ophthalmology* 2017, S. 1909348. DOI: 10.1155/2017/1909348.

Keuken, A.; Subramanian, A.; Barbur, J. L. (2017): Normal upper age-limits for photopic and mesopic visual acuity and functional contrast sensitivity. In: *Acta Ophthalmol* 95. DOI: 10.1111/j.1755-3768.2017.03332.

Kimlin, Janessa A.; Black, Alex A.; Djaja, Ngadiman; Wood, Joanne M. (2016): Development and validation of a vision and night driving questionnaire. In: *Ophthalmic & physiological optics : the journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)* 36 (4), S. 465–476. DOI: 10.1111/opo.12307.

King-Smith, P. E.; Carden, D. (1976): Luminance and opponent-color contributions to visual detection and adaptation and to temporal and spatial integration. In: *Journal of the Optical Society of America* 66 (7), S. 709. DOI: 10.1364/JOSA.66.000709.

Kleberger, E. (1954): Untersuchungen ber die Verschmelzungsfrequenz intermittierenden Lichts an gesunden und kranken Augen. In: *Albrecht v. Graefes Arch. Ophthal.* 155 (3), S. 314–323. DOI: 10.1007/BF00682438.

Kohlrausch, Arnt (1922): Untersuchungen mit farbigen Schwellenprüflichtern über den Dunkeladaptationsverlauf des normalen Auges. In: *Pflügers Arch.* 196 (1), S. 113–117. DOI: 10.1007/BF01722832.

Kohnen, Thomas; Bühren, Jens; Kühne, Christoph; Mirshahi, Alireza (2004): Wavefront-guided LASIK with the Zyoptix 3.1 system for the correction of myopia and compound myopic astigmatism with 1-year follow-up: clinical outcome and change in higher order aberrations. In: *Ophthalmology* 111 (12), S. 2175–2185. DOI: 10.1016/j.ophtha.2004.06.027.

Koomen, M.; Scolnik, R.; Tousey, R. (1951): A Study of Night Myopia. In: *J. Opt. Soc. Am.* 41 (2), S. 80. DOI: 10.1364/JOSA.41.000080.

Lachenmayr, Bernhard; Friedburg, Dieter; Hartmann, Erwin (2004): Auge - Brille - Refraktion. Begleitschrift zum "Schober-Kurs". 3., unveränd. Aufl. Stuttgart: Thieme.

Lamb, Trevor D.; Pugh, Edward N. (2006): Phototransduction, dark adaptation, and rhodopsin regeneration the proctor lecture. In: *Investigative ophthalmology & visual science* 47 (12), S. 5137–5152. DOI: 10.1167/iovs.06-0849.

Lang, Gerhard K. (2014): Augenheilkunde. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Lang, Gerhard K.; Lang, Gabriele E. (Hg.) (2015): Augenheilkunde essentials. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Leibowitz, H. W.; Owens, D. A. (1975a): Anomalous myopias and the intermediate dark focus of accommodation. In: *Science (New York, N.Y.)* 189 (4203), S. 646–648.

Leibowitz, H. W.; Owens, D. A. (1975b): Night myopia and the intermediate dark focus of accommodation. In: *J. Opt. Soc. Am.* 65 (10), S. 1121. DOI: 10.1364/JOSA.65.001121.

Leibowitz, H. W.; Owens, D. A. (1978): New evidence for the intermediate position of relaxed accommodation. In: *Documenta ophthalmologica. Advances in ophthalmology* 46 (1), S. 133–147.

Lindsay, Peter H.; Norman, Donald A. (2014): Human Information Processing. An Introduction to Psychology. 2nd ed. Saint Louis: Elsevier Science.

López-Gil, Norberto; Peixoto-de-Matos, Sofia C.; Thibos, Larry N.; González-Méijome, José Manuel (2012): Shedding light on night myopia. In: *Journal of vision* 12 (5), S. 4. DOI: 10.1167/12.5.4.

Mandelbaum J.; Sloan, KR. (1947): Peripheral visual acuity with special reference to scotopic illumination. In: *American journal of ophthalmology* 30 (5), S. 581–588.

Manny, Ruth E.; Chandler, Danielle L.; Scheiman, Michelle M.; Gwiazda, Jane E.; Cotter, Susan A.; Everett, Donald F. et al. (2009): Accommodative lag by autorefraction and two dynamic retinoscopy methods. In: *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry* 86 (3), S. 233–243. DOI: 10.1097/OPX.0b013e318197180c.

Martin, Jesson; Vasudevan, Balamurali; Himebaugh, Nikole; Bradley, Arthur; Thibos, Larry (2011): Unbiased estimation of refractive state of aberrated eyes. In: *Vision Research* 51 (17), S. 1932–1940. DOI: 10.1016/j.visres.2011.07.006.

Methling, Dieter (2013): Bestimmen von Sehhilfen. 3., vollst. überarb. und erw. Aufl. Stuttgart: Thieme.

Mohand-Said, Saddek; Hicks, David; Léveillard, Thierry; Picaud, Serge; Porto, Fernanda; Sahel, José A. (2001): Rod–Cone Interactions. In: *Progress in Retinal and Eye Research* 20 (4), S. 451–467. DOI: 10.1016/S1350-9462(01)00006-4.

Mollon, J. D.; Jordan, G. (1988/89): Eine evolutionäre Interpretation des menschlichen Farbensehens. In: *Die Farbe* 35/36, S. 139–171.

Moorhead, I. R.; Saunders, J. E. (1982): Discrimination and detection thresholds. The effect of observer criterion on the spatial properties of chromatic and achromatic mechanisms. In: *Vision Research* 22 (8), S. 1057–1060. DOI: 10.1016/0042-6989(82)90043-8.

Morrell, A.; Charman, W. N. (1987): A bichromatic laser optometer. In: *American journal of optometry and physiological optics* 64 (10), S. 790–795. DOI: 10.1097/00006324-198710000-00012.

Ninomiya, Sayuri; Fujikado, Takashi; Kuroda, Teruhito; Maeda, Naoyuki; Tano, Yasuo; Oshika, Tetsuro et al. (2002): Changes of ocular aberration with accommodation. In: *American journal of ophthalmology* 134 (6), S. 924–926. DOI: 10.1016/S0002-9394(02)01856-1.

Norton, Thomas T.; Corliss, David A.; Bailey, James E. (2002): The psychophysical measurement of visual function. Amsterdam u.a.: Butterworth-Heinemann.

Otero, JM.; Duran, A. (1943): Influencia del efecto de Purkinje combinado con la aberración cromática del ojo en la miopía nocturna. In: *Anales de Física y Química* 1943, S. 567–578.

Otero, JM.; Plaza, L.; Rios, M. (1948): Influencia de la aberración monocromática de apertura en la miopía nocturna. In: *An. Fis. Quim.* (44), S. 293–304.

Owens, D. A.; Leibowitz, H. W. (1976): Night myopia: cause and a possible basis for amelioration. In: *American journal of optometry and physiological optics* 53 (11), S. 709–717.

PEREZ CARRASCO, M. J.; PUELL, M. C.; PALOMO-ALVAREZ, C.; BARRIO, A. R.; GONZALEZ-RUGARCIA, A.; LOPEZ-SERRANO, T. (2011): Glare visual performance in young subjects under night driving conditions. In: *Acta Ophthalmologica* 89, S. 0. DOI: 10.1111/j.1755-3768.2011.463.x.

Porter, J.; Guirao, A.; Cox, I. G.; Williams, D. R. (2001): Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. In: *J. Opt. Soc. Am. A* 18 (8), S. 1793–1803. DOI: 10.1364/josaa.18.001793.

- Richards, O. W. (1978): Night myopia at night automobile luminances: final report. In: *American journal of optometry and physiological optics* 55 (7), S. 469–470.
- Roh, Miin; Selivanova, Alexandra; Shin, Hyun Joon; Miller, Joan W.; Jackson, Mary Lou (2018): Visual acuity and contrast sensitivity are two important factors affecting vision-related quality of life in advanced age-related macular degeneration. In: *PloS one* 13 (5), e0196481. DOI: 10.1371/journal.pone.0196481.
- Roorda, A.; Williams, D. R. (1999): The arrangement of the three cone classes in the living human eye. In: *Nature* 397 (6719), S. 520–522. DOI: 10.1038/17383.
- Rosenfield, M.; Ciuffreda, K. J. (1991): Effect of surround propinquity on the open-loop accommodative response. In: *Investigative ophthalmology & visual science* 32 (1), S. 142–147.
- Rosenfield, Mark (1989): Comparison of accommodative adaptation using laser and infra-red optometers. In: *Oph Phys Optics* 9 (4), S. 431–436. DOI: 10.1111/j.1475-1313.1989.tb00947.x.
- Rupp und Hubrach Optik GmbH: Sehen und Fahren. Online verfügbar unter <https://www.rh-brillenglas.de/de/sehen-neu-erleben/sehwellten/sehen-und-fahren>, zuletzt geprüft am 26.03.2020.
- Rushton, W. A. (1965): Bleached rhodopsin and visual adaptation. In: *The Journal of physiology* 181 (3), S. 645–655. DOI: 10.1113/jphysiol.1965.sp007789.
- Sabesan, Ramkumar; Jeong, Tae Moon; Carvalho, Luis; Cox, Ian G.; Williams, David R.; Yoon, Geunyoung (2007): Vision improvement by correcting higher-order aberrations with customized soft contact lenses in keratoconic eyes. In: *Optics letters* 32 (8), S. 1000–1002. DOI: 10.1364/ol.32.001000.
- Sagawa, Ken; Takahashi, Yasuro (2001): Spectral luminous efficiency as a function of age. In: *J. Opt. Soc. Am. A* 18 (11), S. 2659. DOI: 10.1364/JOSAA.18.002659.
- Sakai, Hiroyuki; Hirata, Yutaka; Usui, Shiro (2007): Relationship between residual aberration and light-adapted pupil size. In: *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry* 84 (6), S. 517–521. DOI: 10.1097/OPX.0b013e31806dba43.

Salmon, Thomas O.; van de Pol, Corina (2006): Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors. In: *Journal of cataract and refractive surgery* 32 (12), S. 2064–2074. DOI: 10.1016/j.jcrs.2006.07.022.

Schmidt, Robert F.; Lang, Florian (Hg.) (2007): Physiologie des Menschen. Mit Pathophysiologie. 30., neu bearbeitete und aktualisierte Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer Medizin Verlag Heidelberg (Springer-Lehrbuch). Online verfügbar unter <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-540-32910-7>.

Schober, Herbert (1947): Die Nachtmyopie und ihre Ursachen. In: *Albrecht v. Graefes Arch. Ophthalm.* 148 (1-2), S. 171–186. DOI: 10.1007/BF00681968.

Sharpe, Lindsay T.; Stockman, Andrew; Jagla, Wolfgang; Jägle, Herbert (2005): A luminous efficiency function, $V^*(\lambda)$, for daylight adaptation. In: *Journal of vision* 5 (11), S. 948–968. DOI: 10.1167/5.11.3.

Sheppard, Amy L.; Davies, Leon N. (2010): Clinical evaluation of the Grand Seiko Auto Ref/Keratometer WAM-5500. In: *Ophthalmic & physiological optics : the journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)* 30 (2), S. 143–151. DOI: 10.1111/j.1475-1313.2009.00701.x.

Singman, Eric; Matta, Noelle; Tian, Jing; Silbert, David (2013): Association between accommodative amplitudes and amblyopia. In: *Strabismus* 21 (2), S. 137–139. DOI: 10.3109/09273972.2013.786737.

Sloan, Louise L. (1928): The effect of intensity of light, state adaptation of the eye, and size of photometric field on the visibility curve. A study of the Purkinje phenomenon. In: *Psychological Monographs* 38 (1), i-87. DOI: 10.1037/h0093249.

Stelzer, LE. (2015): Refraktionsmarketing (12).

Stockman, Andrew; Sharpe, Lindsay T. (2006): Into the twilight zone. The complexities of mesopic vision and luminous efficiency. In: *Oph Phys Optics* 26 (3), S. 225–239. DOI: 10.1111/j.1475-1313.2006.00325.x.

Sturr, JF.; Zhang, LAN.; Taub, HA.; Hannon, DJ.; Jackowski, MM. (1997): Psychophysical Evidence for Losses in Rod Sensitivity in the Aging Visual System. In: *Vision Research* 37 (4), S. 475–481. DOI: 10.1016/S0042-6989(96)00196-4.

Swanson, W. H.; Ueno, T.; Smith, V. C.; Pokorny, J. (1987): Temporal modulation sensitivity and pulse-detection thresholds for chromatic and luminance perturbations. In: *Journal of the Optical Society of America. A, Optics and image science* 4 (10), S. 1992–2005. DOI: 10.1364/JOSAA.4.001992.

Szczotka-Flynn, Loretta B.; Maguire, Maureen G.; Ying, Gui-Shuang; Lin, Meng C.; Bunya, Vatinee Y.; Dana, Reza; Asbell, Penny A. (2019): Impact of Dry Eye on Visual Acuity and Contrast Sensitivity: Dry Eye Assessment and Management Study. In: *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry* 96 (6), S. 387–396. DOI: 10.1097/OPX.0000000000001387.

Thibos, Larry N.; Hong, Xin; Bradley, Arthur; Applegate, Raymond A. (2004): Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations. In: *Journal of vision* 4 (4), S. 329–351. DOI: 10.1167/4.4.9.

Thibos, Larry N.; Hong, Xin; Bradley, Arthur; Cheng, Xu (2002): Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. In: *J. Opt. Soc. Am. A* 19 (12), S. 2329–2348. DOI: 10.1364/josaa.19.002329.

Trepel, Martin; Dalkowski, Katja (2017): *Neuroanatomie. Struktur und Funktion*. 7th ed. Philadelphia: Urban & Fischer Verlag GmbH & Co. KG. Online verfügbar unter <https://ebookcentral.proquest.com/lib/gbv/detail.action?docID=5553843>.

Tyler, Christopher W.; Hamer, Russell D. (1990): Analysis of visual modulation sensitivity IV Validity of the Ferry–Porter law. In: *J. Opt. Soc. Am. A* 7 (4), S. 743. DOI: 10.1364/JOSAA.7.000743.

Tyler, Christopher W.; Hamer, Russell D. (1993): Eccentricity and the Ferry–Porter law. In: *J. Opt. Soc. Am. A* 10 (9), S. 2084. DOI: 10.1364/JOSAA.10.002084.

Tyrrell, Richard A.; Wood, Joanne M.; Owens, D. Alfred; Whetsel Borzendowski, Stephanie; Stafford Sewall, Ashley (2016): The conspicuity of pedestrians at night. A review. In: *Clinical & experimental optometry* 99 (5), S. 425–434. DOI: 10.1111/cxo.12447.

Valois, Russell L. de; Morgan, Herman; Snodderly, D. Ma (1974): Psychophysical studies of monkey Vision-III. Spatial luminance contrast sensitivity tests of macaque and human observers. In: *Vision Research* 14 (1), S. 75–81. DOI: 10.1016/0042-6989(74)90118-7.

van Loo, Joseph A.; Enoch, Jay M. (1975): The scotopic Stiles-Crawford effect. In: *Vision Research* 15 (8-9), S. 1005–1009. DOI: 10.1016/0042-6989(75)90243-6.

Várady, G.; Freiding, A.; Eloholma, M.; Halonen, L.; Walkey, H.; Goodman, T.; Alferdinck, J. (2007): Mesopic visual efficiency III: Discrimination threshold measurements. In: *Lighting Research & Technology* 39 (4), S. 355–364. DOI: 10.1177/1477153507080922.

Vienot, Françoise; Chiron, Alain (1992): Brightness matching and flicker photometric data obtained over the full mesopic range. In: *Vision Research* 32 (3), S. 533–540. DOI: 10.1016/0042-6989(92)90245-E.

Wagner, Gunther; Boynton, Robert M. (1972): Comparison of Four Methods of Heterochromatic Photometry. In: *J. Opt. Soc. Am.* 62 (12), S. 1508. DOI: 10.1364/JOSA.62.001508.

Wald, George (1945): Human Vision and the Spectrum. In: *Science (New York, N.Y.)* 101 (2635), S. 653–658. DOI: 10.1126/science.101.2635.653.

Wald, George; Griffin, Donald R. (1947): The change in refractive power of the human eye in dim and bright light. In: *J. Opt. Soc. Am.* 37 (5), S. 321–336.

Walters, H.V.; Wright, W.D. (1943): The spectral sensitivity of the fovea and extrafovea in the Purkinje range. In: *Proc. R. Soc. Lond. B* 131 (865), S. 340–361. DOI: 10.1098/rspb.1943.0011.

Wesemann, W. (2004): Optische und physiologische Grenzen der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie. In: *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft* 101 (5), 521–36; quiz 537. DOI: 10.1007/s00347-004-1013-5.

Wesemann, W.; Schiefer, U.; Bach, M. (2010): Neue DIN-Normen zur Sehschärfebestimmung. In: *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft* 107 (9), S. 821–826. DOI: 10.1007/s00347-010-2228-2.

Wesemann, Wolfgang (2002): Sehschärfebestimmung mit Freiburger Visustest, Bailey-Lovie-Tafel und Landoltring-Tafel. In: *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 219 (9), S. 660–667. DOI: 10.1055/s-2002-35168.

Wilhelm, H. (2008): Kontrastsehen - Warum man es prüfen sollte. In: *Z. prakt. Augenheilkunde* 2008 (29), S. 405–407.

Win-Hall, Dorothy M.; Houser, Jamie; Glasser, Adrian (2010): Static and dynamic accommodation measured using the WAM-5500 Autorefractor. In: *Optometry and vision*

science : official publication of the American Academy of Optometry 87 (11), S. 873–882.
DOI: 10.1097/OPX.0b013e3181f6f98f.

Winn, B.; Whitaker, D.; Elliott, D. B.; Phillips, N. J. (1994): Factors affecting light-adapted pupil size in normal human subjects. In: *Investigative ophthalmology & visual science* 35 (3), S. 1132–1137.

Wood, Joanne M.; Lacherez, Philippe; Tyrrell, Richard A. (2014): Seeing pedestrians at night. Effect of driver age and visual abilities. In: *Ophthalmic & physiological optics : the journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)* 34 (4), S. 452–458. DOI: 10.1111/opo.12139.

Wood, Joanne M.; Owens, D. Alfred (2005): Standard measures of visual acuity do not predict drivers' recognition performance under day or night conditions. In: *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry* 82 (8), S. 698–705. DOI: 10.1097/01.opx.0000175562.27101.51.

Zhao, Peng-Fei; Li, Shi-Ming; Lu, Jing; Song, Hong-Min; Zhang, Jing; Zhou, Yue-Hua; Wang, Ning-Li (2017): Effects of higher-order aberrations on contrast sensitivity in normal eyes of a large myopic population. In: *International journal of ophthalmology* 10 (9), S. 1407–1411. DOI: 10.18240/ijo.2017.09.13.

Zrenner, E. (2001): Kurzsichtigkeit, die nur bei Dunkelheit behindert. Hg. v. Pressekonferenz AAD. Online verfügbar unter http://www.aad-kongress.de/vollseite.php?jahreswahl=2001&presse_id=24, zuletzt geprüft am 24.03.2020.

ZVA (2013): Arbeits- und Qualitätsrichtlinien für Augenoptik und Optometrie.

Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1: Lage der Rezeptoren in der Netzhaut. 1: Stäbchen, 2: Zapfen mit ihren Verschaltungen. 1 und 2 geben ihr Signal an 3 bipolare Zellen weiter, die wiederum ihre Impulse an 4 multipolare Ganglienzellen weitergeben, die mit ihren axonalen Fortsätzen die Nervenfaserschicht (und anschließend den Nervus opticus) bilden. In der inneren Körnerschicht finden sich weiterhin 5 Horizontalzellen und 6 amakrine Zellen, die in die Signalübermittlung zwischen bipolaren Zellen und Photorezeptoren bzw. Ganglienzellen hemmend eingreifen und so zur Kontrastverstärkung der visuellen Wahrnehmung beitragen. 7 Müller-Zellen, die mit ihren langen Fortsätzen die innere und äußere Gliagrenzmembran bilden. 8 Blutgefäße der Retina, 9 Kapillaren (modifiziert nach Trepel und Dalkowski 2017). 3
- Abb. 2: Verteilung der Zapfen (Cones) und Stäbchen (Rods) in Abhängigkeit von der Exzentrizität der Netzhaut (Lindsay und Norman 2014). Die Zapfendichte ist in der zentralen Netzhaut am höchsten und nimmt innerhalb von 10° stark ab. Hingegen sind im zentralen Netzhautbereich keine Stäbchen zu finden. Deren Maximum kann bei ca. 20° lokalisiert werden. 4
- Abb. 3: Spektrale Empfindlichkeiten der Netzhautrezeptoren auf Basis ihres Absorptionsvermögens (nach Dartnall et al. 1983). Während die Blauzapfen (S-Cones) ein Absorptionsmaximum von 420 bis 440 nm aufweisen, befindet sich das Maximum der Grünzapfen (M-Cones) bei 530 bis 550 nm und das der Rotzapfen (L-Cones) zwischen 560 und 580 nm. Das Absorptionsmaximum der Stäbchen liegt bei etwa 500 nm. 5
- Abb. 4: Oben ist die Anzahl der Blauzapfen von 0 bis 3 mm Exzentrizität dargestellt. Unten der prozentuale Anteil der Blauzapfen an der Gesamtzahl der Zapfen (Curcio et al. 1991). 6
- Abb. 5: Zapfenmosaik in 1° Exzentrizität: Verteilung der Blau-, Grün- und Rotzapfen (Roorda und Williams 1999). 7
- Abb. 6: Typische Leuchtdichten mit den zugehörigen Adaptationszuständen (modifiziert nach Berke und Münschke 1996). 8
- Abb. 7: Zusammenhang zwischen Leuchtdichte und Pupillendurchmesser. DA = Dunkeladaptiertes Auge (Sakai et al. 2007). Der Pupillendurchmesser nimmt mit zunehmender Leuchtdichte ab. 9
- Abb. 8: Links: Zusammenhang zwischen retinaler Abbildungsqualität und Pupillendurchmesser. Rechts: Zusammenhang zwischen sphärischem Äquivalent und Pupillendurchmesser (Sakai et al. 2007). 10

Abb. 9: Dunkeladaptationskurve mit Kohlrausch-Knick nach fünf Minuten (Grehn 2006). Gestrichelte Linie: Zapfenadaptation, Durchgezogene Linie: Stäbchenadaptation.....	12
Abb. 10: Visus in Abhängigkeit von der Leuchtdichte nach Hartmann (Darstellung nach Diepes 2004). Der Visus fällt bei Leuchtdichten unterhalb von 10^2 cd/m^2 nahezu linear ab. Oberhalb von 10^2 cd/m^2 ist er weitgehend konstant.	14
Abb. 11: Spektrale Empfindlichkeit für photopische $V(\lambda)$ und skotopische $V'(\lambda)$ Lichtbedingungen (nach Gall 2004). Die Veränderung der spektralen Empfindlichkeit wird als Purkinje-Verschiebung bezeichnet.....	16
Abb. 12: Spektrale Hellempfindlichkeitskurve nach CIE (aus Freiding 2010). Quadrate: $V(\lambda)$, Punkte: $V'(\lambda)$	17
Abb. 13: Chromatische Aberration: Blaues Licht wird dabei im Auge stärker gebrochen als rotes Licht.....	26
Abb. 14: Übersicht über den Betrag der Akkommodationsruhelage und den Betrag der Nachtmyopie. Die Messungen erfolgten mit einem Freisicht-Aberrometer. Die Refraktionsänderung unter binokularen Bedingungen ist um etwa 0,25 dpt geringer als unter monokularen Bedingungen. Höhere Dark Focus Werte, gehen auch mit höheren Nachtmyopiebeträgen einher. (Chirre et al. 2016).	28
Abb. 15: Sphärische Aberration: Bei größerer Pupille (rechts) wirkt sich die sphärische Aberration stärker aus als bei kleinen Pupillendurchmessern (links). Achsferne und achснаhe Strahlen werden bei der sphärischen Aberration unterschiedlich stark gebrochen und treffen sich nicht mehr in einem Brennpunkt.	29
Abb. 16: Refraktionsänderung in Abhängigkeit von der Leuchtdichte (Artal et al. 2012).	32
Abb. 17: Monokulare Refraktionsänderung in dpt in Abhängigkeit von der Leuchtdichte (Chirre et al. 2016).	33
Abb. 18: Ideale und Reale Wellenfronten im menschlichen Auge (Dietze 2015). Befindet sich das Objekt im Unendlichen, treffen ebene Wellenfronten auf das Auge, aus denen bei einem fehlerfreien optischen System ideale Kugelwellen, bzw. ebene Wellenfronten entstehen würden. In jedem natürlichen optischen System, also auch im menschlichen Auge, sind diese Wellenfronten jedoch mehr oder weniger deformiert.....	36

Abb. 19: Funktionsweise eines Shack-Hartmann-Sensors (Dietze 2015). Hierbei wird mithilfe eines dünnen Laserstrahls ein Lichtpunkt auf die Netzhaut fokussiert, der als sekundäre Lichtquelle dient. Ausgehend von diesem Lichtpunkt breiten sich Kugelwellen aus, die von den Medien des Auges deformiert werden. Über einen halbdurchlässigen Spiegel gelangen die Wellenfronten auf ein Linsenarray, das aus einem Gitter mit vielen kleinen Linsen besteht. Hinter jeder dieser Linse entsteht ein Lichtpunkt auf einem CCD-Sensor. Je nach Stärke der Deformation der Wellenfront verschieben sich die Lichtpunkte auf dem CCD-Sensor. Aus den Koordinaten der einzelnen Bildpunkte errechnet eine Software dann das Ausmaß der Aberrationen.....	37
Abb. 20: Zernike-Pyramide mit den Aberrationen bis zur vierten Ordnung (Dietze 2015).....	38
Abb. 21: Refraktionsergebnis einer aberrometrischen Messung mit dem i.Profiler Plus der Carl Zeiss Vision GmbH. Hierbei wurde die sphärozyklindrische Kombination nur bei einem Pupillendurchmesser von rechts 6,3 bzw. links 6,2 mm gemessen. Daraus errechnet die Software für eine kleinere Pupille von 3 mm eine Refraktionsänderung von knapp 1 dpt.	43
Abb. 22: Aufbau des Landoltrings (Diepes 2004).....	44
Abb. 23: Zwei verschiedene Darstellungen der Kontrastempfindlichkeitsfunktion: Die Kurve entspricht dem niedrigsten Kontrast, bei dem die Gitterrichtung gerade noch erkannt wurde. Rechts: Punkt 1: Punkt der Visusbestimmung, Punkt 2: Bereich für hohe Sehanforderungen, Punkt 3: Bereich für grobes Orientierungsvermögen (Methling 2013).....	47
Abb. 24: Unterschied zwischen Kontrastschwelle (rot) und Niedrigkontrastvisus (blau), modifiziert nach (Methling 2013). Beim Niedrigkontrastvisus wird ein bestimmter Kontrast zwischen Optotypen und Hintergrund eingestellt und dann lediglich die Optotypengröße verändert, während bei der Kontrastschwellenbestimmung die Optotypengröße gleichbleibt und lediglich der Kontrast variiert wird.	48
Abb. 25: EDTRS-Sehprobentafel.....	49
Abb. 26: MultiVisus (Bon Optic Vertriebsges. mbH) mit verdecktem Display und Absorptionsfolie.....	50
Abb. 27: Auswahl an Testen im COM Visus Modul des PasKal 3D (IPRO GmbH).	52
Abb. 28: Aktivrahmen des Polaskop 3D (Deutsche Augenoptik AG). Kennzeichen sind v.a. die drei farbigen LEDs.....	54

Abb. 29: Ablauf des Dämmerungsmypopietests nach der Bedienungsanleitung der Fa. Deutsche Augenoptik AG.....	55
Abb. 30: Beispiel einer PSF ohne wellenfront-optimierte Korrektur (links) und mit sphäro- zylindrisch optimierter Korrektur (rechts).....	58
Abb. 31: Boxplotdiagramme zur Darstellung der Verteilung von Alter (links) und Fehlsichtigkeit (rechts), Studie I.....	64
Abb. 32: Freisicht-Autorefraktometer der Firma Grand Seiko Co, Ltd.....	65
Abb. 33: Fixationstarget zur Bestimmung der Akkommodationsgenauigkeit.	65
Abb. 34: Untersuchungsablauf der Studie zur Akkommodationsruhelage (Studie I).....	67
Abb. 35: Änderung des Refraktionsstatus nach dem Übergang von photopische in skotopische Bedingungen. Gelbe Farbe: Messung in photopischen Bedingungen. Blaue Farbe: Messung in skotopischen Bedingungen.....	69
Abb. 36: Boxplotdarstellung der Werte des Dark Focus of Accommodation vor und nach der Adaptation.....	70
Abb. 37: Veränderung des Akkommodationsstatus bei der Fixation fiktiver Targets in skotopischen Bedingungen.....	72
Abb. 38: Vergleich der Veränderungen des Akkommodationsstatus in Abhängigkeit von der Leuchtdichte und der Objektentfernung. Gelbe Farbe: Messung in photopischen Bedingungen. Blaue Farbe: Messung in skotopischen Bedingungen.	73
Abb. 39: Boxplotdiagramme zur Darstellung der Verteilungen von Alter (links) und sphärischem Äquivalent (rechts), Studie II.....	78
Abb. 40: Softwaregestützte Messung des Pupillendurchmessers. Zur Bestimmung des Pupillendurchmessers im hellen sowie im dunklen Refraktionsraum kamen Infrarotkameras vom Typ <i>IN-3001</i> der Fa. INSTAR Deutschland GmbH zum Einsatz.	80
Abb. 41: Objektive Änderung des sphärischen Äquivalents (SE) gemessen mit einem Aberrometer in Abhängigkeit von der sphärischen Aberration.....	82

Abb. 42: Subjektive Änderung des sphärischen Äquivalents (SE) mit abnehmender Leuchtdichte (Differenz des SE in mesopischen und photopischen Bedingungen) in Abhängigkeit der sphärischen Aberration.	84
Abb. 43: Zeigeraufsatz auf dem Stellrad des Monochromators. Diese Konstruktion ermöglichte sowohl eine Änderung der Wellenlänge durch Drehung der Zeiger als auch die Möglichkeit der Zeigerdrehung ohne gleichzeitige Wellenlängenänderung.....	88
Abb. 44: Zeigeranschlag (links) und Monochromator mit Zeigeraufsatz und Anschlag (rechts).	89
Abb. 45: Filtermechanik mit Neutraldichtefilter (NDF). Über den Schieberegler konnte der NDF verschoben werden. Die kontinuierliche Transmissionsänderung des Filters ermöglichte eine Veränderung der Helligkeit des Prüflichts.	90
Abb. 46: Spektrum der Xenon-Lampe zwischen 450 und 650 nm. Vor allem im Bereich des blauen Lichts sind drei Peaks zu erkennen. Im Bereich zwischen 500 und 590 nm verläuft das Spektrum relativ homogen, während es im langwelligen Teil abfällt.	91
Abb. 47: Relative Strahldichte der Xenon-Lampe zwischen 450 und 580 nm. Das Maximum ist dabei als Wert 1 definiert worden.	92
Abb. 48: Reintransmissionskurve des Langpassfilters GG455 der Schott AG mit 6 mm Dicke.	93
Abb. 49: Resultierende relative Strahldichte der Xenon-Lampe bei Verwendung des Filters G455, 6 mm.	93
Abb. 50: Das Spektrum der verwendeten Halogen-Lampe bei angeschlossener Lichtleitfaser zeigt einen kontinuierlichen Anstieg mit zunehmender Wellenlänge. In diesem Fall liegt das Maximum bei 585 nm.	94
Abb. 51: Strahlengang des Versuchsaufbaus aus Halogen-Lampe mit Neutraldichtefilter (NDF). L = Linse, F/F' = objekt- bzw. bildseitiger Brennpunkt, SB = Spaltbild, RB = Referenzlichtbild. Erklärung im Text.....	95
Abb. 52: Anordnung der beiden Dispersionsprismen und des Neutraldichtefilters (NDF).	96
Abb. 53: Auswirkungen unterschiedlich großer Abbildungen von Prüflicht (grüne Linie) und Referenzlicht (grauer Punkt) in der Ebene des Chopperrads. Es ist sichtbar, dass im linken	

Bild die Überlagerungen beim Wechsel zwischen Prüf- und Referenzlicht bei Rotation des Chopperrads minimal sind (grüne und graue Linien zeigen zeitlichen Verlauf). Dies ist der Fall, wenn die Breite des Spaltbildes identisch mit dem Durchmesser des Bildpunkts ist. Im rechten Teil der Abbildung ist das Referenzlicht deutlich größer. Dies sorgt für Überlagerungen zwischen Prüf- und Referenzlicht (dunkelgrüne Bereiche im zeitlichen Verlauf). Somit ergibt sich keine rechteckige Pulsform des Flimmerreizes.97

Abb. 54: Versuchsaufbau Xenon-Lampe mit Neutralsichtfilter in der Draufsicht.....99

Abb. 55: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus: Xenon-Lampe mit Neutralsichtfilter (NDF). L = Linse, F/F' = objekt- bzw.- bildseitiger Brennpunkt, SB = Spaltbild, RB = Referenzlichtbild. Erklärung im Text.....100

Abb. 56: Auszug aus dem Dokumentationsbogen zur Bestimmung der maximalen spektralen Hellempfindlichkeit. Die Zahlen stehen für die Wellenlänge des Prüflichts. Je nach Antwort des Probanden nach dem Sukzessiv-Vergleich wird über Zeichen (<, >, =) eingetragen, bei welcher Wellenlänge das Flimmern mehr oder weniger wahrnehmbar war.....105

Abb. 57: Handhabung des Monochromator-Zeigers beim Vergleich zweier Wellenlängen (50 nm Abgleich). Startet der 50 nm Abgleich bei 450 nm, wird der Zeiger so positioniert, dass er den Anschlag rechts berührt (Seheindruck 1). Beim Wechsel auf Seheindruck 2 (500 nm) wird der Zeiger zügig im Uhrzeigersinn gedreht, bis der zweite Anschlag berührt wird. Beim nächsten Vergleich (500 mit 550 nm) wird der Zeiger über den Anschlag gehoben, sodass die Ausgangsposition wiederhergestellt ist. Somit kann ein erneuter Abgleich in Richtung größerer Wellenlängen erfolgen.....108

Abb. 58: Handhabung des Monochromator-Zeigers beim 25 nm Abgleich. Es wird dabei nur eine viertel Umdrehung ausgeführt.....109

Abb. 59: Spektren der verwendeten Prüflichtwellenlängen bei 100 % Transmission des Filters.110

Abb. 60: Kalibrierung der Position des Neutralsichtfilters bei einer Prüflichtwellenlänge von 600 nm. Als Anschlag dient an dieser Stelle ein Stift, welcher in die seitlichen Öffnungen der Mechanik geschoben werden kann.111

Abb. 61: Gruppierung und rechnerische Kalibrierung der Prüflichtwellenlängen. Durch die Gruppierung können Intensitätsschwankungen beim Sukzessiv-Vergleich minimiert werden.112

Abb. 62: Zweite Wellenlängenmarkierung bei der Filterkalibrierung.....	113
Abb. 63: Boxplotdiagramme zur Darstellung der Verteilungen von Alter (links) und sphärischem Äquivalent (rechts), Evaluierungsstudie.....	115
Abb. 64: Anordnung des Versuchsaufbaus der Evaluierungsstudie.	116
Abb. 65: Boxplotdiagramm der Intervallmitten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei zentraler Fixation nach Adaptation.....	121
Abb. 66: Boxplotdiagramm der Intervallbreiten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei zentraler Fixation nach Adaptation.....	122
Abb. 67: Boxplotdiagramm der Intervallmitten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei peripherer Fixation nach Adaptation.	124
Abb. 68: Boxplotdiagramm der Intervallbreiten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei peripherer Fixation nach Adaptation.	126
Abb. 69: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallmitten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 1 cd/m ² (zentrale Fixation).....	127
Abb. 70: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 1 cd/m ² (zentrale Fixation).....	128
Abb. 71: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallmitten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,1 cd/m ² (zentrale Fixation).....	129
Abb. 72: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,1 cd/m ² (zentrale Fixation).....	130
Abb. 73: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallmitten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m ² (zentrale Fixation).....	131
Abb. 74: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m ² (zentrale Fixation).....	132
Abb. 75: Prozentuale Häufigkeit der Intervallmitten bei L = 10 cd/m ² (orange) und L = 0,05 cd/m ² (blau), jeweils bei peripherer Fixation (10°).....	136

Abb. 76: Darstellung der Lage der zu wählenden Flimmerfrequenz. Durch die Division der Flimmerverschmelzungsfrequenz mit dem Divisor 1,5 kann die Forderung realisiert werden, dass die Flimmerfrequenz auch während der Änderung von Flimmer- und Farbverschmelzungsfrequenz im Laufe der Adaptationszeit in deren Zwischenbereich liegt.	137
Abb. 77: Chromatische Längs- und Queraberration des Auges. H_A und H'_A = Hauptebenen des Auges.	141
Abb. 78: Destruktive Interferenz des Flimmerreizes durch die Latenz der Reizantworten von Zapfen (Z) und Stäbchen (S) aus (Stockman und Sharpe 2006).	142
Abb. 79: Boxplotdiagramme zur Darstellung der Verteilung von Alter (links) und Fehlsichtigkeit (rechts), Studie III.	147
Abb. 80: Filterrad. Für jede Prüflichtwellenlänge gibt es eine Einrastposition, bei der ein entsprechender Filter ein isoenergetisches Spektrum erzeugt.	148
Abb. 81: Messaufbau für Studie III.	148
Abb. 82: Perimeterhalbkugel aus Sicht des Probanden mit Prüfreiz und weißem Fixationsstimulus.	149
Abb. 83: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallmitten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 1 cd/m^2 (10° Fixationsauslenkung).	152
Abb. 84: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 1 cd/m^2 (10° Fixationsauslenkung).	153
Abb. 85: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallmitten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von $0,1 \text{ cd/m}^2$ (10° Fixationsauslenkung).	154
Abb. 86: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von $0,1 \text{ cd/m}^2$ (10° Fixationsauslenkung).	155
Abb. 87: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallmitten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von $0,05 \text{ cd/m}^2$ (10° Fixationsauslenkung).	156
Abb. 88: Boxplotdiagramm für den Verlauf der Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von $0,05 \text{ cd/m}^2$ (10° Fixationsauslenkung).	157

Abb. 89: Boxplotdiagramm der Intervallmitten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei peripherer Fixation (10°).	159
Abb. 90: Boxplot-Differenzendarstellung zur Änderung der spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei peripherer Fixation (10°).	160
Abb. 91: Boxplotdiagramm der Intervallbreiten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei peripherer Fixation (10°).	162
Abb. 92: Boxplotdiagramme zur Darstellung der Verteilung von Alter (links) und Fehlsichtigkeit (rechts), Studie IV.	170
Abb. 93: Gittermuster aus dem FrACT, links mit niedrigerer und rechts mit höherer Ortsfrequenz.	172
Abb. 94: Untersuchungsablauf Studie IV.	174
Abb. 95: Mittelwerte des Visus unter Verwendung unterschiedlicher Messgläser (Defokuskurven).	178
Abb. 96: Kontrastempfindlichkeitskurven in Abhängigkeit des vorgeschalteten Messglases bei einer Leuchtdichte von $L = 0,05 \text{ cd/m}^2$	182
Abb. 97: Kontrastempfindlichkeitskurven in Abhängigkeit des vorgeschalteten Messglases bei einer Leuchtdichte von $L = 0,1 \text{ cd/m}^2$	185
Abb. 98: Kontrastempfindlichkeitskurven in Abhängigkeit des vorgeschalteten Messglases bei einer Leuchtdichte von $L = 1 \text{ cd/m}^2$	189
Abb. 99: Kontrastempfindlichkeitskurven in Abhängigkeit des vorgeschalteten Messglases bei einer Leuchtdichte von $L = 10 \text{ cd/m}^2$	191
Abb. 100: Kontrastempfindlichkeitskurven in Abhängigkeit von der Leuchtdichte ohne Defokus (Planglas).	193
Abb. 101: Handlungsempfehlung für die Vorgehensweise bei Kunden mit Sehproblemen in Dämmerung und Nacht.	207

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Ergebnisse früherer Studien zur spektralen Empfindlichkeit des Auges. Nebenmaxima innerhalb einer Zeile sind nach der Höhe der spektralen Empfindlichkeit geordnet. WP beschreibt markante Wendepunkte im Verlauf der Empfindlichkeitsfunktion.....	22
Tab. 2: Publikationen und deren Ergebnisse zum Thema Dämmerungs- und Nachtmyopie.	31
Tab. 3: Zusammenfassung zu den Einflüssen und Ursachen für Refraktionsänderungen für mesopische und skotopische Lichtverhältnisse.	35
Tab. 4: Inhalte der Norm zur Sehschärfebestimmung DIN EN ISO 8596:2018.....	45
Tab. 5: Empfehlungen der DOG bzgl. des Kontrastsehvermögens bei Dämmerung und Nacht.	47
Tab. 6: Mittlere Leuchtdichte des Prüffeldes beim Test COM Visus Auto im PasKal 3D (IPRO GmbH).	53
Tab. 7: Vermessung der LEDs am Aktivrahmen des Polaskop 3D mit der LMK 98.	56
Tab. 8: Hypothesen und Zuordnung zu den Studien.	61
Tab. 9: Deskriptive Ergebnisse zur Änderung des Refraktionsstatus photopisch und skotopisch.	68
Tab. 10: Berechnete Werte für den Dark Focus of Accommodation.	70
Tab. 11: Deskriptive Werte für den Akkommodationsstatus auf ein reelles (photopisch) oder fiktives (skotopisch) Target.	71
Tab. 13: Übersicht über deskriptive Werte der Refraktionsänderungen und der sphärischen Aberration.....	81
Tab. 14: Deskriptive Werte für die Pupillengrößen für Aberrometrieberechnungen und subjektive Refraktionsbestimmung.	83
Tab. 15: Differenzen der Pupillendurchmesser für unterschiedliche Messbedingungen.	83
Tab. 17: Beispiel für die Ermittlung der Flimmerfrequenz.	104
Tab. 18: Festlegung der Ausgangswellenlänge für den Abgleich in 25 nm Abstufungen.	106

Tab. 19: Untersuchungsbedingungen der Evaluierungsstudie.	117
Tab. 20: Deskriptive Daten der Intervallmitten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei zentraler Fixation nach Adaptation.....	120
Tab. 21: Deskriptive Daten der Intervallbreiten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei zentraler Fixation nach Adaptation.....	122
Tab. 22: Deskriptive Daten der Intervallmitten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei zentraler Fixation nach Adaptation.....	123
Tab. 23: Änderung der maximalen spektralen Empfindlichkeit der Peripherie als Differenzdarstellung.....	124
Tab. 24: Deskriptive Daten der Intervallbreiten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei zentraler Fixation nach Adaptation.....	125
Tab. 25: Deskriptive Daten für den Verlauf der Intervallmitten und Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 1 cd/m ² (zentrale Fixation).	127
Tab. 26: Deskriptive Daten für den Verlauf der Intervallmitten und Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,1 cd/m ² (zentrale Fixation).	128
Tab. 27: Deskriptive Daten für den Verlauf der Intervallmitten und Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m ²	130
Tab. 28: Flimmerverschmelzungsfrequenz (FVF) bei verschiedenen Leuchtdichten zu Beginn der Adaptation sowie nach Adaptationszeit von 10 Minuten (zentrale Fixation).	133
Tab. 29: Untersuchungsablauf Studie III.	150
Tab. 30: Deskriptive Daten für den Verlauf der Intervallmitten und Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 1 cd/m ² (10° Fixationsauslenkung).....	152
Tab. 31: Deskriptive Daten für den Verlauf der Intervallmitten und Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,1 cd/m ² (10° Fixationsauslenkung).....	154

Tab. 32: Deskriptive Daten für den Verlauf der Intervallmitten und Intervallbreiten in Abhängigkeit von der Adaptationszeit bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m ² (10° Fixationsauslenkung).....	156
Tab. 33: Deskriptive Daten der Intervallmitten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei peripherer Fixation.....	158
Tab. 34: Deskriptive Differenzendarstellung zur Änderung der Intervallmitten der spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte. Negative Werte bedeuten dabei eine Veränderung in Richtung niedrigerer Wellenlängen.	160
Tab. 35: Deskriptive Daten der Intervallbreiten der maximalen spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Leuchtdichte bei peripherer Fixation.....	161
Tab. 37: Deskriptive Ergebnisse für die Erstellung der Visusdefokuskurve bei einer Leuchtdichte von L = 100 cd/m ²	175
Tab. 38: Deskriptive Ergebnisse für die Erstellung der Visusdefokuskurve bei einer Leuchtdichte von L = 10 cd/m ²	176
Tab. 39: Deskriptive Ergebnisse für die Erstellung der Visusdefokuskurve bei einer Leuchtdichte von L = 1,0 cd/m ²	176
Tab. 40: Deskriptive Ergebnisse für die Erstellung der Visusdefokuskurve bei einer Leuchtdichte von L = 0,1 cd/m ²	177
Tab. 41: Deskriptive Ergebnisse für die Erstellung der Visusdefokuskurve bei einer Leuchtdichte von L = 0,05 cd/m ²	177
Tab. 42: Reduktion des Visus bei der jeweiligen Leuchtdichte im Vergleich zu photopischen Bedingungen (Differenzbildung) in Abhängigkeit von der Leuchtdichte unter Vorschalten des Planglases (* statistisch signifikanter Unterschied).	179
Tab. 43: Differenzen des Visus in logMAR beim Vorschalten eines Messglases, verglichen mit dem Visus mit Planglas (* zeigt einen statistisch signifikanten Unterschied, T-Test für verbundene Stichproben).	179
Tab. 44: Deskriptive logCS Ergebnisse pro Ortsfrequenz in Abhängigkeit des Defokus bei einer Leuchtdichte von L = 0,05 cd/m ²	181

Tab. 45: Differenzen der logCS Werte beim Vorschalten eines Messglases, verglichen mit dem Visus mit Planglas (* zeigt einen statistisch signifikanten Unterschied, T-Test für verbundene Stichproben) bei einer Leuchtdichte von 0,05 cd/m ² .	183
Tab. 46: Deskriptive logCS Ergebnisse pro Ortsfrequenz in Abhängigkeit des Defokus bei einer Leuchtdichte von L = 0,1 cd/m ² .	184
Tab. 47: Differenzen der logCS Werte beim Vorschalten eines Messglases, verglichen mit dem Visus mit Planglas (* zeigt einen statistisch signifikanten Unterschied, T-Test für verbundene Stichproben) bei einer Leuchtdichte von 0,1 cd/m ² .	186
Tab. 48: Deskriptive logCS Ergebnisse pro Ortsfrequenz in Abhängigkeit des Defokus bei einer Leuchtdichte von L = 1 cd/m ² .	187
Tab. 49: Differenzen der logCS Werte beim Vorschalten eines Messglases, verglichen mit dem Visus mit Planglas (* zeigt einen statistisch signifikanten Unterschied, T-Test für verbundene Stichproben) bei einer Leuchtdichte von 1 cd/m ² .	189
Tab. 50: Deskriptive logCS Ergebnisse pro Ortsfrequenz in Abhängigkeit des Defokus bei einer Leuchtdichte von L = 10 cd/m ² .	190
Tab. 51: Differenzen der logCS Werte beim Vorschalten eines Messglases, verglichen mit dem Visus mit Planglas (* zeigt einen statistisch signifikanten Unterschied, T-Test für verbundene Stichproben) bei einer Leuchtdichte von 10 cd/m ² .	192
Tab. 52: Kreuztabelle zur Darstellung des Zusammenhangs zwischen Sehproblemen in Dämmerung und Nacht und dem Geschlecht.	194
Tab. 54: Thesen aus Studien I bis IV.	202

Anlagen

Anlage A



Ethik-Kommission

Universitätsklinikum Jena · Ethik-Kommission · 07740 Jena

Ernst-Abbe-Hochschule Jena
Carl-Zeiss-Promenade 2
Fachbereich SciTec
Prof. Dr. Stephan Degle
07745 Jena

Vorsitzender: Prof. Dr. med. Ulrich Brandl
Geschäftsstelle: Dr. phil. Ulrike Skorsetz

Bachstraße 18
07743 Jena

Telefon 03641 93 37 70
Telefax 03641 93 37 71

E-Mail: ethikkommission@med.uni-jena.de

31. Januar 2017

Korrektur

Bearbeitungsnummer: 5031-01/17

Sehr geehrter Herr Professor Degle,

am 26. Januar 2017 hat die Ethik-Kommission der Friedrich-Schiller Universität Ihren Antrag:

Kognitiver Einfluss auf den Akkommodationsstatus unter skotopischen Lichtverhältnissen

beraten.

Es bestehen keine ethischen oder berufsrechtlichen Bedenken.

Hinweis:

Wir bitten Sie, die Ankreuzfeder in der Probandeninformation zu streichen.

Mit freundlichem Gruß

Prof. Dr. Ulrich Brandl
Vorsitzender der Ethik-Kommission
(i.A. Dr. U. Skorsetz)

Bachstraße 18 · 07743 Jena · Telefon 03641 93 00
Internet: www.uniklinikum-jena.de
Gerichtsstand Jena
USt-IdNr. DE 150545777
Bankverbindung: Sparkasse Jena · BLZ 830 530 30
Konto 221 IBAN: DE97 8305 3030 0000 0002 21
BIC: HELADEF1JEN

Universitätsklinikum Jena · Körperschaft des Öffentlichen Rechts
als Teilkörperschaft der Friedrich-Schiller-Universität Jena
Verwaltungsratsvorsitzender: Staatssekretär Markus Hoppe
Kaufmännischer Vorstand und Sprecherin des
Klinikumsvorstandes: Dr. Brunhilde Seidel-Kwern
Medizinischer Vorstand: PD Dr. Jens Maschmann
Wissenschaftlicher Vorstand: Prof. Dr. Klaus Benndorf



Anlage B, Blatt 1

Probandenaufklärung

zur wissenschaftlichen Studie

Kognitiver Einfluss auf den Akkommodationsstatus unter skotopischen Lichtverhältnissen

Sehr geehrte Probandin, sehr geehrter Proband,

häufig werden in der optometrischen Anamnese Sehprobleme bei Dämmerung oder Nacht beschrieben. Dabei kommt es besonders beim nächtlichen Autofahren zu Einschränkungen der Sehqualität. Eine mögliche Ursache hierfür ist die Änderung des Akkommodationsstatus.

Die Akkommodation bezeichnet die Fähigkeit des menschlichen Auges, sich auf verschiedene Entfernungen einzustellen. So ist es möglich, betrachtete Objekte in verschiedenen Entfernungen "scharf" zu sehen. Fehlt ein solches Fixationsobjekt, z. B. bei Nacht, starkem Nebel, Regen oder Schneetreiben, geht das Auge in seine Akkommodationsruhelage, der Gleichgewichtszustand zwischen der Fern- und der Naheinstellung des Auges, über.

Mit dieser Studie soll untersucht werden, ob und inwiefern die Position der Akkommodationsruhelage in einem abgedunkelten Raum durch das Betrachten eines fiktiven Objektes im Endlichen beeinflussbar ist.

Ablauf und Dauer der Untersuchung

Die Untersuchung im Rahmen der Studie beschränkt sich auf einen Präsenztermin in einem Labor des Studiengangs Augenoptik/Optometrie der Ernst-Abbe-Hochschule Jena mit der Dauer von **ca. 25 min.**

Vor Beginn der Untersuchung erfolgen die Probandenaufklärung und die Prüfung auf Eignung zur Teilnahme an der Studie. Werden alle Anforderungen erfüllt und gibt der Proband mittels Unterschrift sein Einverständnis zur Studienteilnahme, werden probanden- und studienspezifische Daten aufgenommen. Mittels Freisicht-Autorefraktometer werden die aktuellen Korrekturwerte ermittelt, eine Prüfung der Sehleistung durchgeführt und der Betrag der Akkommodation und der Pupillendurchmesser in 6m, 2m, 1m und 0,5m gemessen.

Anschließend wird der Untersuchungsraum abgedunkelt. Direkt nach der Abdunklung erfolgt eine Messung beim Blick auf ein Sehzeichen in 6m Entfernung. Es folgt eine Eingewöhnungsphase an die geänderten Lichtverhältnisse. Im weiteren Verlauf der Untersuchung wird der Proband angewiesen, auf die Sehzeichen in o. g. Entfernungen zu blicken. Dabei werden erneut Akkommodation und Pupillendurchmesser ermittelt.

Die Untersuchung endet mit dem Abschluss der letzten Messung.

Risiken

Im Laufe der Untersuchung kann es zu vorübergehenden Konzentrationsproblemen, Ermüdung, sowie leichten Kopf- und Augenschmerzen kommen. Aufgrund der kurzen Untersuchungszeit ist mit dem Auftreten der genannten Beschwerden allerdings nur selten zu rechnen.

Probandenaufklärung, Version 1.0 vom 02.01.2017

Anlage B Blatt 2

Einschlusskriterien

- Alter 18 – 44 Jahre
- Sehschärfe mindestens 0,8 ohne Sehhilfe oder mit Brille bzw. Kontaktlinsen

Ausschlusskriterien

- okuläre Erkrankungen und systemische Erkrankungen und/oder Medikation mit Auswirkungen auf das visuelle System
- geistige Behinderung
- hormonelle Veränderungen (z. B. Schwangerschaft/Stillzeit oder geänderte Medikation)
- Drogenkonsum
- Übermüdung zum Untersuchungszeitpunkt

Abbruch der Teilnahme

Die Teilnahme an der Studie ist freiwillig. Es steht Ihnen zu jedem Zeitpunkt frei, die Untersuchung ohne Angabe von Gründen abubrechen. Bei Abbruch entstehen keine nachteiligen Konsequenzen.

Ansprechpartner

Für Rückfragen steht Ihnen die Studienleitung gerne zur Verfügung.

Studienleitung Prof. Dr. Stephan Degle, Philipp Hessler, M.Sc.

E-Mail:

Testzentrum

Ernst-Abbe-Hochschule Jena

Carl-Zeiss-Promenade 2

07745 Jena

Raum Nr.: 05.-1.204

Probandenaufklärung, Version 1.0 vom 02.01.2017

Anlage B, Blatt 3

Einwilligungserklärung

Name, Vorname: _____

Geburtsdatum: _____

Ich erkläre, dass ich die Probandeninformationen zur Teilnahme an der wissenschaftlichen Studie

**Kognitiver Einfluss auf den Akkommodationsstatus unter skotopischen
Lichtverhältnissen**

erhalten habe.

Ich wurde umfassend mündlich und schriftlich über die wissenschaftliche Untersuchung informiert. Alle meine Fragen wurden beantwortet.

Ich weiß, dass ich jederzeit meine Einwilligung, ohne Angaben von Gründen, widerrufen kann, ohne dass dies für mich nachteilige Folgen hat.

Ich erkläre, dass ich mit der im Rahmen der Studie erfolgenden Aufzeichnung von Daten und ihrer pseudonymisierten Verwendung, z. B. für wissenschaftliche Veröffentlichungen, einverstanden bin.

Mit der vorstehend geschilderten Vorgehensweise bin ich einverstanden und bestätige dies mit meiner Unterschrift.

(Ort, Datum, Unterschrift Proband)

(Ort, Datum, Unterschrift Prüfer)

Einwilligungserklärung, Version 2.1 vom 26.01.2017

Anlage C



Universitätsklinikum Jena

Ethik-Kommission

Vorsitzender: Prof. Dr. med. Ulrich Brandl
Geschäftsstelle: Dr. phil. Ulrike Skorsetz

Bachstraße 18
07743 Jena

Telefon 03641 93 37 70
Telefax 03641 93 37 71

E-Mail: ethikkommission@med.uni-jena.de

5. August 2015

Universitätsklinikum Jena · Ethik-Kommission · Postfach · 07740 Jena

Prof. Dr. St. Degle
EAH Jena
FB SciTec – SG Augenoptik/Optometrie
Carl-Zeiss-Promenade 2
07745 Jena

Bearbeitungsnummer: 4491-07/15

Sehr geehrter Herr Professor Degle,


am 04. August 2015 hat die Ethik-Kommission der Friedrich-Schiller Universität Ihren Antrag:

*Evaluierung einer für mesopische Lichtverhältnisse ausgelegten Korrektur hinsichtlich
einer Steigerung der Sehqualität*

beraten.

Es bestehen keine ethischen oder berufsrechtlichen Bedenken gegen das Vorhaben.

Mit kollegialem Gruß


PD Dr. med. K. Farker
Stellv. Vorsitzende
(i.A. Dr. U. Skorsetz)

Bachstraße 18 · 07743 Jena · Telefon 03641 93 00
Internet: www.uniklinikum-jena.de
Gerichtsstand Jena
USt-IdNr. DE 150546777
Bankverbindung: Sparkasse Jena · BLZ 830 530 30 · Konto 221
IBAN: DE97 8305 3030 0000 0002 21
BIC: HELADEF1JEN

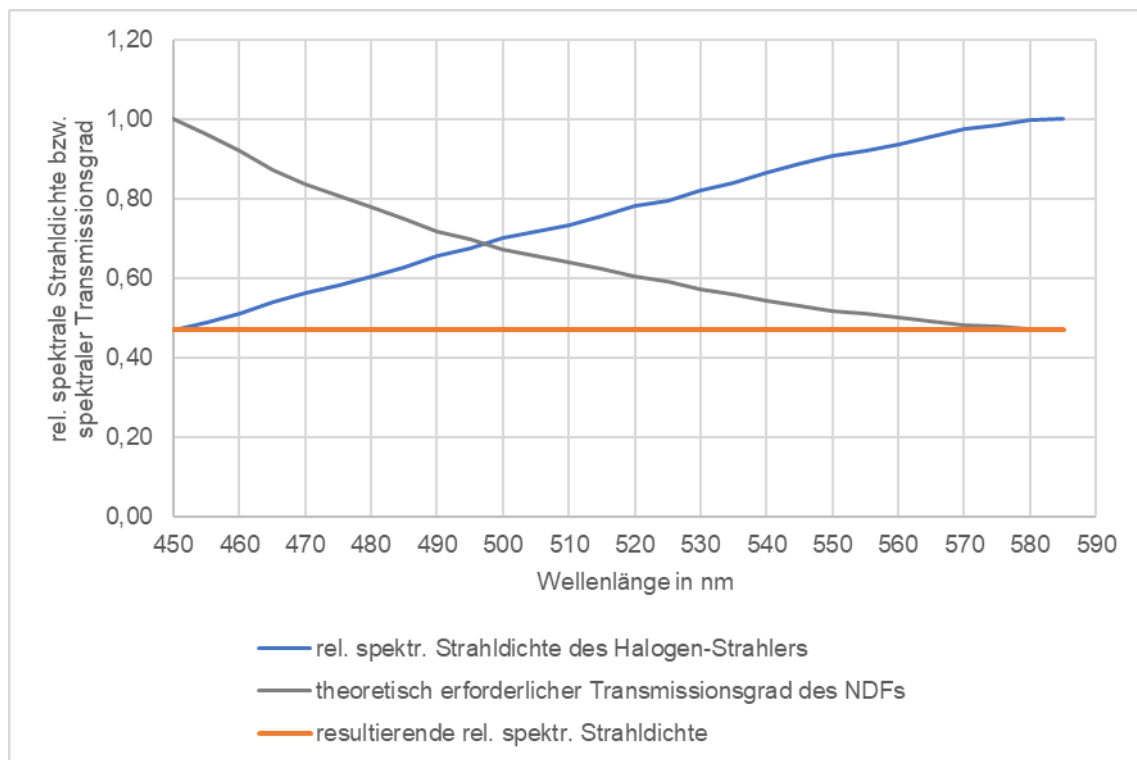
Universitätsklinikum Jena · Körperschaft des öffentlichen Rechts
als Teilkörperschaft der Friedrich-Schiller-Universität Jena
Verwaltungsratsvorsitzender: Staatssekretär Markus Hoppe
Kaufmännischer Vorstand und Sprecherin
des Klinikumsvorstandes: Dr. Brunhilde Seidel-Kwem
Medizinischer Vorstand: Dr. Jens Meischmann
Wissenschaftlicher Vorstand: Prof. Dr. Klaus Benndorf

Anlage D, Blatt 1: Berechnung der resultierenden Strahldichten bei Versuchsaufbau Halogen-Lampe + Prismen + Neutraldichte-Filter

1. Berechnung der relativen spektralen Strahldichten der Halogen-Lampe. Maximum bei $\lambda = 585 \text{ nm}$ wird als 1 definiert. Anschließend Ermittlung der theoretisch erforderlichen Transmissionsgrade, um ein isoenergetisches Spektrum zu erhalten.

λ in nm	rel. spektr. Strahldichte	theoretisch erforderlicher Filtertransmissionsgrad
450	0,47	1,00
455	0,49	0,96
460	0,51	0,92
465	0,54	0,87
470	0,56	0,84
475	0,58	0,81
480	0,60	0,78
485	0,63	0,75
490	0,65	0,72
495	0,67	0,70
500	0,70	0,67
505	0,72	0,65
510	0,73	0,64
515	0,75	0,62
520	0,78	0,60
525	0,80	0,59
530	0,82	0,57
535	0,84	0,56
540	0,86	0,54
545	0,89	0,53
550	0,91	0,52
555	0,92	0,51
560	0,94	0,50
565	0,95	0,49
570	0,97	0,48
575	0,98	0,48
580	1,00	0,47
585	1,00	0,47

Anlage D, Blatt 2



2. Herstellerangaben zum Transmissionsgrad des NDFs in Abhängigkeit von der Position entlang des Filters

Position in mm	Transmissionsgrad
0	1
1	0,903649474
2	0,816582371
3	0,73790423
4	0,666806769
5	0,602559586
6	0,544502653
7	0,492039536
8	0,444631267
9	0,401790811

Ausgehend von diesen Angaben Erstellung einer Funktionsgleichung $T(p)$, die den Transmissionsgrad T an beliebiger Position p des NDFs ausgibt.

$$T(p) = e^{-0,101p}$$

Anlage D, Blatt 3

3. Laut der Tabelle unter Punkt 1 entspricht der minimale theoretische Transmissionsgrad 0,47 bei 585 nm. Mit Hilfe der oben genannten Formel kann die entsprechende Position auf dem NDF ermittelt werden, bei der dieser Transmissionsgrad vorliegt:

$$T(p) = 0,47 \Leftrightarrow p = 7,5 \text{ mm}$$

Schlussfolgerung: Die Positionen des auf dem NDF auftreffenden monochromatischen Lichts variieren bei einem Wellenlängenbereich von 450 bis 585 nm um ca. 7,5 mm.

Anlage E – Kalibrierung der Filtermechanik

Datum	16.04.2018											
Gruppe	Gruppe 1			Gruppe 2			Gruppe 3			Gruppe 4		
Wellenlänge in nm	450	475	500	500	525	550	550	575	600	600	625	650
Le in W/(sr·m²)	9,21E-03	9,36E-03	9,03E-03	9,03E-03	9,45E-03	9,08E-03	9,08E-03	8,96E-03	8,89E-03	8,89E-03	9,30E-03	9,28E-03
Gruppen-Mittelwert in W/(sr·m²)	9,20E-03			9,19E-03			8,98E-03			9,16E-03		
Abweichung Le von Gruppen-Mittelwert in %	0,1%	1,7%	-1,8%	-1,7%	2,9%	-1,2%	1,2%	-0,2%	-1,0%	-2,9%	1,6%	1,3%

Datum	18.04.2018											
Gruppe	Gruppe 1			Gruppe 2			Gruppe 3			Gruppe 4		
Wellenlänge in nm	450	475	500	500	525	550	550	575	600	600	625	650
Le in W/(sr·m²)	8,05E-03	8,50E-03	8,30E-03	8,30E-03	8,88E-03	8,30E-03	8,59E-03	8,59E-03	8,72E-03	8,72E-03	9,14E-03	9,12E-03
Gruppen-Mittelwert in W/(sr·m²)	8,28E-03			8,49E-03			8,63E-03			8,99E-03		
Abweichung Le von Gruppen-Mittelwert in %	-2,8%	2,6%	0,2%	-2,3%	4,6%	-2,3%	-0,5%	-0,5%	1,0%	-3,0%	1,6%	1,4%

Datum	20.04.2018											
Gruppe	Gruppe 1			Gruppe 2			Gruppe 3			Gruppe 4		
Wellenlänge in nm	450	475	500	500	525	550	550	575	600	600	625	650
Le in W/(sr·m²)	8,60E-03	8,79E-03	8,63E-03	8,63E-03	9,18E-03	8,87E-03	8,87E-03	8,82E-03	8,78E-03	8,78E-03	9,39E-03	9,53E-03
Gruppen-Mittelwert in W/(sr·m²)	8,67E-03			8,89E-03			8,82E-03			9,23E-03		
Abweichung Le von Gruppen-Mittelwert in %	-0,8%	1,3%	-0,5%	-3,0%	3,2%	-0,3%	0,5%	0,0%	-0,5%	-4,9%	1,7%	3,2%

Datum	23.04.2018											
Gruppe	Gruppe 1			Gruppe 2			Gruppe 3			Gruppe 4		
Wellenlänge in nm	450	475	500	500	525	550	550	575	600	600	625	650
Le in W/(sr·m²)	9,47E-03	9,44E-03	9,56E-03	9,56E-03	9,42E-03	9,55E-03	9,55E-03	9,50E-03	9,31E-03	9,31E-03	9,40E-03	9,47E-03
Gruppen-Mittelwert in W/(sr·m²)	9,49E-03			9,51E-03			9,45E-03			9,39E-03		
Abweichung Le von Gruppen-Mittelwert in %	-0,2%	-0,5%	0,7%	0,5%	-0,9%	0,4%	1,0%	0,5%	-1,5%	-0,9%	0,1%	0,8%

Datum	25.04.2018											
Gruppe	Gruppe 1			Gruppe 2			Gruppe 3			Gruppe 4		
Wellenlänge in nm	450	475	500	500	525	550	550	575	600	600	625	650
Le in W/(sr·m²)	8,83E-03	8,86E-03	9,02E-03	9,02E-03	8,96E-03	9,11E-03	9,11E-03	9,04E-03	8,96E-03	8,96E-03	9,13E-03	9,15E-03
Gruppen-Mittelwert in W/(sr·m²)	8,90E-03			9,03E-03			9,04E-03			9,08E-03		
Abweichung Le von Gruppen-Mittelwert in %	-0,8%	-0,5%	1,3%	-0,1%	-0,8%	0,9%	0,8%	0,0%	-0,8%	-1,3%	0,6%	0,8%

Datum	27.04.2018											
Gruppe	Gruppe 1			Gruppe 2			Gruppe 3			Gruppe 4		
Wellenlänge in nm	450	475	500	500	525	550	550	575	600	600	625	650
Le in W/(sr·m²)	8,31E-03	8,53E-03	8,57E-03	8,57E-03	8,76E-03	9,02E-03	9,02E-03	8,94E-03	9,17E-03	9,17E-03	9,05E-03	9,22E-03
Gruppen-Mittelwert in W/(sr·m²)	8,47E-03			8,78E-03			9,04E-03			9,15E-03		
Abweichung Le von Gruppen-Mittelwert in %	-1,9%	0,7%	1,2%	-2,4%	-0,3%	2,7%	-0,3%	-1,1%	1,4%	0,3%	-1,1%	0,8%

Datum	03.05.2018											
Gruppe	Gruppe 1			Gruppe 2			Gruppe 3			Gruppe 4		
Wellenlänge in nm	450	475	500	500	525	550	550	575	600	600	625	650
Le in W/(sr·m²)	8,43E-03	8,56E-03	8,67E-03	8,67E-03	8,82E-03	9,04E-03	9,04E-03	8,97E-03	9,13E-03	9,13E-03	9,01E-03	9,28E-03
Gruppen-Mittelwert in W/(sr·m²)	8,55E-03			8,84E-03			9,05E-03			9,14E-03		
Abweichung Le von Gruppen-Mittelwert in %	-1,4%	0,1%	1,4%	-2,0%	-0,3%	2,2%	-0,1%	-0,8%	0,9%	-0,1%	-1,4%	1,5%

Datum	08.05.2018											
Gruppe	Gruppe 1			Gruppe 2			Gruppe 3			Gruppe 4		
Wellenlänge in nm	450	475	500	500	525	550	550	575	600	600	625	650
Le in W/(sr·m²)	8,65E-03	8,70E-03	8,83E-03	8,83E-03	8,91E-03	8,61E-03	8,61E-03	9,14E-03	9,34E-03	9,34E-03	9,25E-03	9,49E-03
Gruppen-Mittelwert in W/(sr·m²)	8,73E-03			8,78E-03			9,03E-03			9,36E-03		
Abweichung Le von Gruppen-Mittelwert in %	-0,9%	-0,3%	1,2%	0,5%	1,4%	-2,0%	-4,7%	1,2%	3,4%	-0,2%	-1,2%	1,4%

Datum	09.05.2018											
Gruppe	Gruppe 1			Gruppe 2			Gruppe 3			Gruppe 4		
Wellenlänge in nm	450	475	500	500	525	550	550	575	600	600	625	650
Le in W/(sr·m²)	9,34E-03	9,31E-03	9,05E-03	9,05E-03	9,17E-03	9,35E-03	9,35E-03	9,27E-03	9,43E-03	9,43E-03	9,27E-03	9,56E-03
Gruppen-Mittelwert in W/(sr·m²)	9,23E-03			9,19E-03			9,35E-03			9,42E-03		
Abweichung Le von Gruppen-Mittelwert in %	1,2%	0,8%	-2,0%	-1,5%	-0,2%	1,7%	0,0%	-0,9%	0,9%	0,1%	-1,6%	1,5%

Anlage F



Ethik-Kommission

Universitätsklinikum Jena · Ethik-Kommission · 07740 Jena

Prof. Dr. St. Degle
EAH Jena
FB SciTec – SG Augenoptik/Optometrie
Carl-Zeiss-Promenade 2
07745 Jena

Vorsitzender: Prof. Dr. med. Ulrich Brandl
Geschäftsstelle: Dr. phil. Ulrike Skorsetz

Bachstraße 18
07743 Jena

Telefon 03641 93 37 70
Telefax 03641 93 37 71

E-Mail: ethikkommission@med.uni-jena.de

13. Februar 2018

Bearbeitungs-Nr.: 5421-01/18

Sehr geehrter Herr Professor Degle,

die Ethik-Kommission der Friedrich-Schiller Universität hat am 13.02.2018 Ihren Antrag

*Bestimmung der spektralen Hellempfindlichkeit des menschlichen Auges und deren Auswirkung
auf den Refraktionsstatus in Abhängigkeit von der Leuchtdichte*

beraten und erhebt gegen das Projekt keine ethischen oder berufsrechtlichen Bedenken.

Bitte reichen Sie uns eine Risikobewertung und die Korrektur des Zeitplans nach.

Mit kollegialem Gruß

Prof. Dr. med. P. Schlattmann
Ethik-Kommission

Bachstraße 18 · 07743 Jena · Telefon 03641 93 00
Internet: www.uniklinikum-jena.de
Gerichtsstand Jena
USt-IdNr. DE 150545777
Bankverbindung: Sparkasse Jena · BLZ 830 530 30
Konto 221 IBAN: DE97 8305 3030 0000 0002 21
BIC: HELADEF1JEN

Universitätsklinikum Jena · Körperschaft des Öffentlichen Rechts
als Teilkörperschaft der Friedrich-Schiller-Universität Jena
Verwaltungsratsvorsitzender: Staatssekretär Markus Hoppe
Kaufmännischer Vorstand und Sprecherin des
Klinikumsvorstandes: Dr. Brunhilde Seidel-Kwem
Medizinischer Vorstand: PD Dr. Jens Maschmann
Wissenschaftlicher Vorstand: Prof. Dr. Klaus Benndorf



Probandenaufklärung

zur wissenschaftlichen Untersuchung

Bestimmung der spektralen Hellempfindlichkeit des menschlichen Auges und deren Auswirkung auf den Refraktionsstatus in Abhängigkeit von der Leuchtdichte

Sehr geehrter Proband, sehr geehrte Probandin,

Viele Menschen leiden unter Sehproblemen in Dämmerung oder Nacht, welche sich beispielsweise durch unscharfes Sehen, eine hohe Blendempfindlichkeit und/oder eine beeinträchtigte Kontrastwahrnehmung äußern.

Die Ursache liegt häufig darin begründet, dass sich die Refraktion in dunkler Umgebung in Richtung Minus verschiebt. Es entsteht eine vorübergehende Kurzsichtigkeit - die sogenannte Nacht- oder Dämmerungsmyopie.

Verschiedene Theorien werden diskutiert, wodurch dieser Effekt verursacht wird. Eine Theorie beruht auf der Verschiebung der maximalen spektralen Empfindlichkeit des Auges beim Wechsel zwischen heller und dunkler Umgebung, der PURKINJE-VERSCHIEBUNG: Bei Dunkelheit verlagert sich die Empfindlichkeit in einen Bereich kürzerer Wellenlängen. Aufgrund der chromatischen Aberration des Auges befindet sich der Fokus für kurzwelliges Licht allerdings vor der Netzhaut, sodass das Auge für diesen Spektralbereich kurzsichtig ist und eine Nachtmyopie entsteht.

Bei welcher Umgebungsleuchtdichte die PURKINJE-VERSCHIEBUNG auftritt, und ob sie tatsächlich einen Einfluss auf die Entstehung der Nachtmyopie hat, wird im Rahmen dieser Studie überprüft.

Ablauf und Dauer der Untersuchung

Vor Beginn der Untersuchung erfolgen die Probandenaufklärung und die Prüfung auf Eignung zur Teilnahme an der Studie. Werden alle Anforderungen erfüllt und gibt der Proband mittels Unterschrift sein Einverständnis zur Studienteilnahme, werden probanden- und studienspezifische Daten aufgenommen. Im nächsten Schritt erfolgt eine Überprüfung des Farbensehens sowie eine Refraktionsbestimmung mit Ermittlung der Sehschärfe.

Die Purkinje-Verschiebung wird mithilfe der Flimmerphotometrie untersucht. Hierbei betrachtet der Proband einen flackernden Lichtpunkt. Dieser besteht aus einem monochromatischen Prüflicht und einem polychromatischen Referenzlicht, welche abwechselnd aufleuchten. Die Wellenlänge des Prüflichts ist variabel zwischen 450 und 600 nm. Die spektrale Empfindlichkeit des Auges ist nicht für alle Wellenlängen konstant. Je höher sie für die eingestellte Wellenlänge des Prüflichtes ist, desto heller scheint dieses zu leuchten - das Flackern wird geringer. Es wird diejenige Wellenlänge bestimmt, bei welcher der Proband das Flackern am geringsten wahrnimmt.

Dieser Vorgang wird minütlich wiederholt. Es folgen drei weitere Durchläufe bei geringeren Umfeldleuchtdichten.

Die Untersuchung nimmt ca. 90 Minuten in Anspruch.

Risiken

Für die zur Anwendung kommenden Mess- und Testverfahren sind keine Risiken bekannt.

Aufgrund des Zeitaufwands der Studie und der erforderlichen Aufmerksamkeit und Konzentration während der Untersuchungen kann es zu Ermüdung kommen. Kopfschmerzen, trockene und/oder brennende Augen sind mögliche Begleiterscheinungen. Die Flimmerphotometrie kann zu Blendung und Nachbildern führen.

Einschlusskriterien

- Alter: 18 bis 40 Jahre
- Sehleistung mit oder ohne Brille mindestens 0.8 (80 %)
- Beidäugiges Einfachsehen

Ausschlusskriterien

- Farbsinnstörung oder Farbblindheit
- Sphäre > +/- 6,0 dpt
- Zylinder > 1,0 dpt
- Okuläre Erkrankungen
- Geistige Behinderung
- Hormonelle Schwankungen/Umstellungen (z.B. Schwangerschaft, Stillzeit)
- Einnahme von Medikamenten, die einen nachgewiesenen Einfluss auf das Sehen haben
- Systemische Erkrankungen mit Einfluss auf den Refraktionsstatus (z.B. Diabetes)
- Alkohol- und Drogenabhängigkeit

Abbruch der Teilnahme

Die Teilnahme an der Studie ist freiwillig. Es steht Ihnen zu jedem Zeitpunkt frei, die Untersuchung ohne Angabe von Gründen abubrechen. Bei Abbruch entstehen keine nachteiligen Konsequenzen.

Ansprechpartner

Für Rückfragen steht Ihnen die Studienleitung gerne zur Verfügung.

Studienleiter: Prof. Dr. Stephan Degle

Stellvertreter des Studienleiters: Philipp Hessler, M.Sc.

Telefon:

E-Mail:

Probandenaufklärung, Version 2.1 vom 14.10.2017

Einwilligungserklärung

Name, Vorname: _____

Geburtsdatum: _____

Ich erkläre, dass ich die Probandeninformationen zur wissenschaftlichen Untersuchung

Bestimmung der spektralen Hellempfindlichkeit des menschlichen Auges und deren Auswirkung auf den Refraktionsstatus in Abhängigkeit von der Leuchtdichte

erhalten habe.

- Ich wurde umfassend mündlich und schriftlich über die wissenschaftliche Untersuchung informiert. Alle meine Fragen wurden beantwortet.
- Ich weiß, dass ich jederzeit meine Einwilligung, ohne Angaben von Gründen, widerrufen kann, ohne dass dies für mich nachteilige Folgen hat.
- **Ich erkläre, dass ich mit der im Rahmen der Studie erfolgenden Aufzeichnung von Daten und ihrer pseudonymisierten Verwendung, z. B. für wissenschaftliche Veröffentlichungen, einverstanden bin.**

Mit der vorstehend geschilderten Vorgehensweise bin ich einverstanden und bestätige dies mit meiner Unterschrift.

(Ort, Datum, Unterschrift Proband)

(Ort, Datum, Unterschrift Prüfer)

Einwilligungserklärung, Version 1.0 vom 20.12.2017

Anlage H, Blatt 1



Ethik-Kommission

Universitätsklinikum Jena · Ethik-Kommission · 07740 Jena

Ernst-Abbe-Hochschule Jena
Prof Dr. Stephan Degle
Carl-Zeiss-Promenade 2
07745 Jena

Vorsitzender: Prof. Dr. med. Ulrich Brandl
Geschäftsstelle: Dr. phil. Ulrike Skorsetz

Bachstraße 18
07743 Jena

Telefon 03641 9 39 11 91
Telefax 03641 9 39 11 92

E-Mail: ethikkommission@med.uni-jena.de

09.11.2018

Reg.-Nr.: 2018-1193-BO

Sehr geehrter Herr Professor Degle,

in Ihrer Sitzung am 08.11.2018 hat die Ethik-Kommission der Friedrich-Schiller Universität Ihren Antrag:

Untersuchungen der Einflüsse auf die Refraktionsänderung bei Dämmerung und Nacht
beraten.

Es bestehen keine ethischen oder berufsrechtlichen Bedenken.

Auflagen:

1. Einwilligungserklärung:
 - Die EU-DSGVO ist zu ergänzen.
 - Die Kontaktdaten der Untersucher sind hinzuzufügen.
2. Probandenaufklärung:
 - Der Text ist für Laien verständlicher zu erklären und der Ablauf ist einfacher zu beschreiben.
 - Ein- und Ausschlusskriterien sind zu streichen.
 - Die Kontaktdaten der Untersucher sind hinzuzufügen.
3. Das Studiendesign ist zu korrigieren.
4. Die Biometrie ist zu überarbeiten.

Bachstraße 18 · 07743 Jena · Telefon 03641 93 00
Internet: www.uniklinikum-jena.de
Gerichtsstand Jena
USt-IdNr. DE 150545777
Bankverbindung: Sparkasse Jena · BLZ 830 530 30
Konto 221 IBAN: DE97 8305 3030 0000 0002 21
BIC: HELADEF1JEN

Universitätsklinikum Jena · Körperschaft des Öffentlichen Rechts
als Teilkörperschaft der Friedrich-Schiller-Universität Jena
Verwaltungsratsvorsitzender: Staatssekretär Markus Hoppe
Kaufmännischer Vorstand und Sprecherin des
Klinikumsvorstandes: Dr. Brunhilde Seidel-Kwem
Medizinischer Vorstand: PD Dr. Jens Maschmann
Wissenschaftlicher Vorstand: Prof. Dr. Klaus Benndorf



Anlage H, Blatt 2



UNIVERSITÄTS
KLINIKUM
Jena

Ethik-Kommission

Bitte geben Sie uns je ein Beispielexemplar der Dokumente bis zum 14. Dezember 2018 zu unseren Unterlagen. Ansonsten verliert diese Stellungnahme ihre Gültigkeit.

Mit freundlichen Grüßen

Prof. Dr. med. Peter Schlattmann
Ethik-Kommission

Anlage H, Blatt 3



Ethik-Kommission

Universitätsklinikum Jena · Ethik-Kommission · 07740 Jena

Universitätsklinikum Jena
Ernst-Abbe-Hochschule Jena
Prof Dr. Stephan Degle
Carl-Zeiss-Promenade 2
07745 Jena

Vorsitzender: Prof. Dr. med. Ulrich Brandl
Geschäftsstelle: Dr. phil. Ulrike Skorsetz

Bachstraße 18
07743 Jena

Telefon 03641 9 39 11 91
Telefax 03641 9 39 11 92

E-Mail: ethikkommission@med.uni-jena.de

10.01.2019

Reg.-Nr.: 2018-1193-BO

Untersuchungen der Einflüsse auf die Refraktionsänderung bei Dämmerung und Nacht

Sehr geehrter Herr Professor Degle,

vielen Dank für die Zusendung der überarbeiteten Studienunterlagen.

Die Auflagen der Ethik-Kommission wurden damit erfüllt.

Die zustimmende Stellungnahme vom 09.11.2018 ist somit uneingeschränkt gültig.

Mit freundlichen Grüßen
(i. A. Dr. Ulrike Skorsetz)

Prof. Dr. med. Ulrich Brandl
Vorsitzender der Ethik-Kommission

Bachstraße 18 · 07743 Jena · Telefon 03641 93 00
Internet: www.uniklinikum-jena.de
Gerichtsstand Jena
USt-IdNr. DE 150545777
Bankverbindung: Sparkasse Jena · BLZ 830 530 30
Konto 221 IBAN: DE97 8305 3030 0000 0002 21
BIC: HELADEF1JEN

Universitätsklinikum Jena · Körperschaft des Öffentlichen Rechts
als Teilkörperschaft der Friedrich-Schiller-Universität Jena
Verwaltungsratsvorsitzender: Staatssekretär Markus Hoppe
Kaufmännischer Vorstand und Sprecherin des
Klinikumsvorstandes: Dr. Brunhilde Seidel-Kwem
Medizinischer Vorstand: PD Dr. Jens Maschmann
Wissenschaftlicher Vorstand: Prof. Dr. Klaus Benndorf



Anlage I, Blatt 1

Probandenaufklärung

zur wissenschaftlichen Studie

Untersuchung der Einflüsse auf die Refraktionsänderung bei Dämmerung und Nacht

Sehr geehrte Probandin, sehr geehrter Proband,

häufig werden in der optometrischen Anamnese Sehprobleme bei Dämmerung oder Nacht beschrieben, welche sich durch unscharfes Sehen, veränderte Kontrastwahrnehmung und Blendempfindlichkeit äußern können. Dabei kommt es besonders beim nächtlichen Autofahren zu Einschränkungen der Sehqualität. Die Ursache dessen ist häufig eine Veränderung der Refraktionswerte mit abnehmender Leuchtdichte.

In der Literatur werden verschiedene Theorien zur Ursache dieses Effekts diskutiert. Diese, bisher immer nur einzeln betrachteten Aspekte, umfassen:

- die Änderung der Akkommodationseinstellung (Akkommodationsruhelage, bzw. Gleichgewichtszustand zwischen Fern- und Naheinstellung des Auges)
- die Änderung der maximalen spektralen Empfindlichkeit des Auges (Purkinje-Verschiebung) und
- der Änderung der Pupillengröße und damit verbundener Abbildungsfehler

In dieser Studie werden mehrere in Betracht kommenden Ursachen für das Phänomen der Nachtmyopie an einem Probandenkollektiv untersucht und miteinander in Verbindung gebracht.

Ablauf und Dauer der Untersuchung

Die Untersuchung im Rahmen der Studie beschränkt sich auf einen Präsenztermin in einem Labor des Studiengangs Augenoptik/Optometrie der Ernst-Abbe-Hochschule Jena mit der Dauer von insgesamt **ca. 90 Minuten**. Alle Untersuchungen werden am rechten Auge durchgeführt.

Vor Beginn jeder Untersuchung erfolgen die Probandenaufklärung und die Prüfung auf Eignung zur Teilnahme an der Studie. Bei Erfüllung aller Anforderungen und nach schriftlich erteiltem Einverständnis, werden probanden- und studienspezifische Daten aufgenommen.

Anschließend folgen die Messungen

- Der sphärischen Aberration (Abbildungsfehler des Auges)
- Der objektiven und subjektiven Refraktion (Sehstärkenbestimmung) mit Prüfung der Sehleistung (Visus) im hellen Raum
- Die Dokumentation der Veränderung der Sehschärfe durch das Vorschalten verschiedener Messgläser vor das Auge dokumentiert (Erstellung einer Defokuskurve); dabei kommen Gläser im Stärkenbereich von -1,0 dpt bis +0,5 dpt zur Anwendung.
- Die Veränderung des Kontrastsehens wird nach dem gleichen Prinzip bei vier verschiedenen Ortsfrequenzen durchgeführt
- Messung der Akkommodationsruhelage
- Bearbeitung eines Fragebogens zum Sehen bei Dämmerung und Nacht

Probandenaufklärung Version 3.0, 11.11.2018

Anlage I, Blatt 2

Risiken und Nebenwirkungen

Aufgrund des Zeitaufwands der Studie und der erforderlichen Aufmerksamkeit und Konzentration während der Messungen kann es zur Ermüdung kommen. Kopf- und Augenschmerzen, trockene / brennende / gerötete Augen sind damit verbundene vorübergehende Begleiterscheinungen, die nicht auszuschließen sind.

Während der Teilnahme an der Studie können Komplikationen, wie sie beim Tragen einer Brille ebenfalls möglich sind, auftreten. Dazu gehören: Druckgefühl auf der Nase beim Tragen der Messbrille und allergische Reaktion auf Silikonanteile der Messbrille, die in Kontakt mit der Haut kommen. Beim Auftreten dieser Symptome verschwinden diese in der Regel direkt nach dem Absetzen der Messbrille.

Die Flimmerphotometrie kann zu kurzzeitiger Blendung bzw. negativen Nachbildern führen.

Abbruch der Teilnahme

Die Teilnahme an der Studie ist freiwillig. Es steht Ihnen zu jedem Zeitpunkt frei, die Untersuchung ohne Angabe von Gründen abubrechen. Bei Abbruch entstehen keine nachteiligen Konsequenzen.

Ihre Daten

Während der klinischen Prüfung werden medizinische Befunde und persönliche Informationen von Ihnen erhoben und in der Prüfstelle erfasst und verarbeitet. Folgende Daten werden aufgenommen und dokumentiert:

- Demografische Daten (Alter, Geschlecht, ...)
- Medizinische Daten (Augenerkrankungen, Einnahme von Medikamenten,...)
- Optometrische Daten (Sehleistung, Brillenglaswerte, Kontrastempfindlichkeit, ...)

Die für die klinische Prüfung wichtigen Daten werden schriftlich dokumentiert und zusätzlich in pseudonymisierter Form in einer Datenbank gespeichert und im Testzentrum ausgewertet. Pseudonymisiert bedeutet, dass weder Ihr Name noch Ihre Initialen verwendet werden, sondern ein Probandennummern-Code.

Die Ergebnisse der Prüfung können außerdem in wissenschaftlichen Zeitschriften veröffentlicht werden. Dabei wird aber niemals Ihre Identität preisgegeben. Die Daten sind gegen unbefugten Zugriff gesichert. Gemäß den Bestimmungen der Datenschutz-Grundverordnung (DSGVO) haben Sie das Recht, auf diese Daten zuzugreifen und sie zu berichtigen. Sie haben auch das Recht, sich der Übermittlung von Daten, die Sie betreffen, zu widersetzen, die im Zusammenhang mit dieser klinischen Prüfung benutzt und verarbeitet werden. Die gesetzlichen Bestimmungen enthalten nähere Vorgaben für den erforderlichen Umfang der Einwilligung in die Datenerhebung und -verwendung. Einzelheiten, insbesondere zur Möglichkeit eines Widerrufs, entnehmen Sie bitte der Einverständniserklärung, die im Anschluss an diese Probandeninformation abgedruckt ist.

Bei Fragen bezüglich des Datenschutzes, wenden Sie sich bitte an das Studienpersonal.

Kontakt Daten

Sollten während der Teilnahme an der Studie Probleme auftreten, bitten wir Sie, uns zu benachrichtigen. Unter folgenden Rufnummern sind wir erreichbar:

Studienleitung: Prof. Dr. Stephan Degle, Philipp Hessler, M.Sc.

Prüfärztin: Prof. Dr. med. Kathleen Kunert

Kontakt: Ernst-Abbe-Hochschule Jena

Einwilligungserklärung

zur Teilnahme an der wissenschaftlichen Untersuchung

Untersuchung der Einflüsse auf die Refraktionsänderung bei Dämmerung und Nacht

Name, Vorname: _____

Geburtsdatum: _____

1. Ich erkläre, dass ich die Probandeninformation sowie die nachfolgend abgedruckte Datenschutzerklärung gelesen und verstanden habe. Ich wurde umfassend schriftlich und mündlich über die wissenschaftliche Untersuchung informiert. Alle meine Fragen wurden vollständig beantwortet.
2. Ich weiß, dass ich jederzeit meine Einwilligung, ohne Angabe von Gründen, zurückziehen kann, ohne dass dies nachteilige Folgen für mich hat.
3. Ich erkläre mich bereit, an der oben genannten wissenschaftlichen Untersuchung teilzunehmen. Die Einzelheiten zum Ablauf der Untersuchung wurden mir erklärt und sind diesem Dokument beigelegt.
4. Ich habe eine Kopie dieses Formulars und der Probandenaufklärung erhalten.

Datenschutz:

Ich erkläre, dass ich mit der im Rahmen der klinischen Prüfung erfolgenden Aufzeichnung von Krankheitsdaten/Studiendaten und ihrer pseudonymisierten Weitergabe zur Überprüfung an den Auftraggeber, an die zuständige Überwachungsbehörde oder die zuständige Bundesbehörde, und, soweit es sich um personenbezogene Daten handelt, mit deren Einsichtnahme durch zur Verschwiegenheit verpflichtete Beauftragte des Auftraggebers oder der Behörde einverstanden bin.

Ich bin darüber aufgeklärt worden, dass ich jederzeit die Teilnahme an der klinischen Prüfung beenden kann. Beim Widerruf meiner Einwilligung, an der Studie teilzunehmen, habe ich das Recht, die Löschung aller meiner bis dahin gespeicherten personenbezogenen Daten zu verlangen.

Ich erkläre mich damit einverstanden, dass meine Daten mindestens zehn Jahre aufbewahrt werden. Danach werden meine personenbezogenen Daten gelöscht, soweit dem keine rechtsverbindlichen Aufbewahrungsfristen entgegenstehen.

Name und Kontaktdaten der Verantwortlichen

Die Verantwortlichen im Sinne der Datenschutz-Grundverordnung und anderer nationaler Datenschutzgesetze der Mitgliedsstaaten sowie sonstiger datenschutzrechtlicher Bestimmungen sind:

Studienleitung: Prof. Dr. Stephan Degle, Philipp Hessler, M.Sc.
Prüfärztin: Prof. Dr. med. Kathleen Kunert
Kontakt: Ernst-Abbe-Hochschule Jena

Kontaktdaten des Datenschutzbeauftragten:

Mit der vorstehend geschilderten Vorgehensweise bin ich einverstanden und bestätige dies mit meiner Unterschrift.

(Ort, Datum, Unterschrift Proband/-in)

(Ort, Datum, Unterschrift Untersucher/-in)

Einwilligungserklärung, Version 1.2, 11.11.2018

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich versichere, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet.

Bei der Auswahl und Auswertung folgenden Materials haben mir die nachstehend aufgeführten Personen haben mir in der jeweils beschriebenen Weise unentgeltlich geholfen:

Johannes Neven In gemeinsamer Arbeit wurde der Versuchsaufbau und die Evaluierungsstudie zur Purkinje-Verschiebung realisiert und durchgeführt.

Elena Großmann Hilfe bei der gemeinsamen Durchführung von Studie I und Studie IV.

Weitere Personen waren an der inhaltlich-materiellen Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich hierfür nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- bzw. Beratungsdiensten (Promotionsberater oder anderer Personen) in Anspruch genommen. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Arbeit wurde bisher weder in Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer Prüfungsbehörde vorgelegt.

Ich bin darauf hingewiesen worden, dass die Unrichtigkeit der vorstehenden Erklärung als Täuschungsversuch bewertet wird und gemäß § 7 Abs. 10 der Promotionsordnung den Abbruch des Promotionsverfahrens zur Folge hat.

Ort, Datum

Unterschrift (Philipp Hessler)

Danksagung

Zum Schluss ist es mir ein großes Anliegen, allen Menschen zu danken, die mich während der letzten Jahre begleitet und unterstützt haben.

Zuerst bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Jens Haueisen. Für Ihre sofortige Bereitschaft zur Übernahme der Betreuung und die motivierenden und konstruktiven Begegnungen. Danke für Ihr Vertrauen, Ihre große Unterstützung und das Ermöglichen der Promotion.

Herzlichen Dank auch an Prof. Dr.-Ing. Sascha Klee. Zusammen mit Dietmar Link hast du mir wertvolle Denkanstöße und Inspirationen gegeben. Die Zusammenarbeit hat mir viel Spaß gemacht.

Ein großer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Stephan Degle. Danke für deine freundschaftliche Verbundenheit, deine Anregungen und uneingeschränkte Unterstützung, nicht nur im Rahmen dieser Arbeit, sondern über die gesamten letzten zehn Jahre. Deine Ideen motivieren mich immer wieder, neue Wege zu gehen. Ohne dich wäre diese Arbeit niemals möglich gewesen.

Von den geschätzten Kolleginnen, Kollegen im Fachgebiet Augenoptik/Optomietrie/Ophthalmotechnologie/Vision Science an der Ernst-Abbe-Hochschule Jena, die ich alle in meinen Dank einschließe, möchte ich einige Namen besonders hervorheben: Josefine Dolata, Maria Stinn und Oliver Kolbe. Auf euren Rat konnte und kann ich immer zählen. Danke für eure Verbundenheit und eure Freundschaft! Ganz besonders danke ich dir, lieber Johannes Neven, für deinen übermäßigen Einsatz, der nicht selbstverständlich ist. Danke auch an Elena Großmann für deine Hilfe bei der Umsetzung der Studien.

Ein ganz ausdrücklicher Dank geht an meine Familie. Besonders dir, Papa, danke ich für die große Unterstützung und dass du mir immer wieder die Freude an der Optometrie vermittelst. Zusammen mit dir, Mama, hast du mir in den letzten Jahren immer den Rücken freigehalten und mir Freiräume für die Forschung ermöglicht. Danke auch an meine Schwester Sina für deine Hilfe, dein Dasein und natürlich das Korrekturlesen.

Liebe Melissa, das große Dankeschön an dich soll besonders hervorgehoben werden. Danke für deine aufbauenden Worte, für deine Hilfe, deine Geduld, dein Kümmern und Sorgen und deine Liebe!

Von Herzen DANKE für alles, was nicht in Worte gefasst werden kann...

Thesen

- (1) Durch das Eintreten des Dark Focus of Accommodation verschiebt sich der Refraktionsstatus nach dem Übergang von photopische in skotopische Lichtbedingungen in Richtung Myopie.
- (2) Der Dark Focus of Accommodation stellt sich sofort nach der Abdunklung ein und ist unabhängig von der Dunkeladaptation.
- (3) Die subjektive Refraktionsänderung mit abnehmender Leuchtdichte ändert sich nicht umso mehr in Richtung Myopie, je positiver die sphärische Aberration ist.
- (4) Die Purkinje-Verschiebung tritt unmittelbar nach Einstellung einer Leuchtdichte von maximal $0,1 \text{ cd/m}^2$ ein und ist unabhängig von der Dunkeladaptationszeit.
- (5) Die maximale spektrale Empfindlichkeit bewegt sich mit abnehmender Leuchtdichte hin zu kürzeren Wellenlängen.
- (6) Die Purkinje-Verschiebung tritt nicht im Netzhautzentrum, sondern ausschließlich in der Peripherie (10°) auf.
- (7) Der Refraktionsstatus ändert sich bei abnehmender Leuchtdichte nur in Einzelfällen in Richtung Myopie.
- (8) Die Verordnung einer Korrektur für mesopische Lichtverhältnisse führt nur in Einzelfällen zu einer Erhöhung des Visus in mesopischen Lichtverhältnissen.
- (9) Die Verordnung einer Minuskorrektur führt nur in Einzelfällen zu einer Erhöhung der Kontrastempfindlichkeit in mesopischen Lichtverhältnissen.